

ALMA MATER STUDIORUM UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

DOTTORATO DI RICERCA

Biotechnologie Mediche

Ciclo XXI

Settore scientifico disciplinare di afferenza: MED33

**SVILUPPO, IMPLEMENTAZIONE E VALUTAZIONE
FUNZIONALE DI UN NUOVO MODELLO PROTESICO DI
CAVIGLIA**

Presentata dal Dott: Matteo Romagnoli

Coordinatore

Prof. Marialuisa Zerbini

Relatore

Prof. Sandro Giannini

Esame finale 2009

Alla mia famiglia

*“.....avevo capito da allora che l’unità della persona
comincia dal fatto che uno mette il cuore in quel che fa,
qualsiasi cosa faccia,
che stia davanti al computer o stia pulendo le scale del condominio.
Mettere il cuore in quel che si fa,
significa mettere se stessi, e
mettere il cuore significa giocare
quell’esigenza di felicità che è indomabile
perché è parte della nostra stessa essenza, del nostro essere.....”*

Enzo

INDICE

INTRODUZIONE.....	1
CAPITOLO I - ANATOMIA E BIOMECCANICA DELLA TIBIO-TARSICA	5
CAPITOLO II - SVILUPPO ED IMPLEMENTAZIONE DEL DISEGNO PROTESICO DI CAVIGLIA BOX	33
CAPITOLO III - MATERIALI E METODI	41
CAPITOLO IV – RISULTATI	47
CAPITOLO V - DISCUSSIONE E CONCLUSIONI	51
CAPITOLO VI – ICONOGRAFIA	54
BIBLIOGRAFIA	61

INTRODUZIONE

Le protesi di caviglia vengono impiantate da circa 30 anni con lo scopo di ottenere una risoluzione della sintomatologia dolorosa e ristabilire una funzionalità in grado di permettere lo svolgimento delle normali attività quotidiane. Il loro impiego è però ancora limitato rispetto alle protesi d'anca e di ginocchio per due motivi: il primo è rappresentato dal fatto che i modelli protesici finora utilizzati hanno evidenziato un deterioramento dei buoni risultati iniziali in circa il 40% dei casi entro 5 anni, il secondo motivo è legato alla validità di altri interventi chirurgici, come l'artrodesi, che se eseguiti in corretta posizione e con una buona tecnica chirurgica⁽¹⁰⁾ ottengono risultati soddisfacenti in oltre l'80% dei casi a distanza di 20 anni. Il grande numero di insuccessi delle protesi di tibio-tarsica è favorito dagli elevati carichi che si esercitano su questa piccola articolazione, che deve sopportare forze compressive e di taglio conseguenti al movimento complesso triplanare caratteristico di questa articolazione e dall'insufficiente assorbimento di queste forze da parte dei modelli di protesi finora utilizzati.

Anche l'artrodesi però non rappresenta un trattamento chirurgico privo di complicazioni. Possono verificarsi pseudoartrosi (<35%), infezioni post-operatorie (3-25%), artrosi secondaria nelle articolazioni adiacenti (10-60%)⁽¹²⁾; altri inconvenienti sono legati al fallimento della fusione (10%), al lungo tempo di immobilizzazione compreso fra le 12 e le 19 settimane per due delle principali tecniche di fusione articolare^(12,13) e alla persistenza di

dolore a livello della sottoastraglica e del retropiede (44%). Inoltre i pazienti con artrosi o artriti primarie sottoposti ad un intervento di artrodesi possono aggravare difetti a carico di altre articolazioni. Occorre inoltre segnalare che non esistono procedure di salvataggio in caso di fallimento dell'artrodesi.

Sulla base della valutazione dei risultati dei primi modelli protesici di tibio-tarsica, sullo studio delle modalità di fallimento e delle nuove conoscenze biomeccaniche è stato sviluppato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli, in collaborazione con l'Orthopaedic Oxford Center, un innovativo modello protesico a tre componenti (una componente tibiale, una componente talare ed un menisco mobile) compatibile con la mobilità fisiologica dell'articolazione e con il ruolo giocato dai legamenti.

La valutazione dei risultati ed in particolare degli insuccessi nell'applicazione delle protesi di tibio-tarsica ha permesso di stabilire indicazioni precise e limitate affinché possa essere realizzato l'intervento di artroplastica di tibio-tarsica con risultati soddisfacenti. Da un punto di vista più precisamente clinico la protesi di tibio-tarsica è indicata per il trattamento di patologie della caviglia su base degenerativo-artrosica sia primaria che secondaria a traumi che provocano sintomatologia dolorosa e grave limitazione funzionale. Una seconda indicazione è l'interessamento dell'articolazione tibio-tarsica in corso di artrite reumatoide; questa articolazione è interessata nel 40-50% dei pazienti affetti da questa patologia durante il suo decorso ^{[16],[17]}. La protesi di tibio-tarsica può essere presa in considerazione anche per quei pazienti che soffrono di patologie come l'osteocondrite o la necrosi avascolare dell'astragalo e malattie del metabolismo amminoacidico

come l'ocronosi. Fra le indicazioni occorre anche ricordare i casi in cui non siano presenti almeno 20° di movimento nelle altre articolazioni del piede e i casi che rifiutano l'artrodesi. Altre caratteristiche che devono avere i pazienti sottoposti a questo tipo di impianto protesico sono richieste funzionali limitate e/o attività lavorativa non troppo pesante in quanto le sollecitazioni meccaniche sulla protesi non devono essere eccessive. Inoltre occorre che non siano presenti disturbi neurologici; vascolari; e il peso corporeo deve essere contenuto

Un elemento contrastante è invece l'età che deve avere il paziente al momento dell'impianto. Sicuramente l'artroplastica di tibio-tarsica, così come gli altri impianti protesici, ha una durata limitata pertanto riteniamo che sia più indicata per coloro che abbiano un'età superiore ai 50 anni. Alcuni autori comunque impiantano questo tipo di protesi anche in pazienti più giovani anche se, poi, l'età media presente nelle casistiche, è superiore a 50 anni.

Le controindicazioni a questo tipo di intervento possono essere distinte in assolute e relative. Quelle relative sono tali perché necessitano di un trattamento che può essere precedente all'impianto o contemporaneo. Fra queste uno squilibrio capsulo-legamentoso a livello della tibio-tarsica può compromettere la stabilità dell'impianto, così come la presenza di deformità sovra e sottosegmentarie che non consentano un corretto appoggio plantigrado al piede possono creare stress eccessivi.

Fra le controindicazioni assolute ci sono la marcata osteoporosi, particolarmente se è a carico dell'astragalo; perché potrebbe favorire l'affondamento della componente astragalica e la presenza di infezioni in atto.

Lo scopo di questa tesi è stato quello di sviluppare, implementare e valutare i risultati clinici e funzionali dei pazienti trattati con questo nuovo modello protesico. Tale valutazione si è basata sui dati clinici quantificati con i punteggi attualmente in uso per la valutazione della funzione della tibio-tarsica AOFAS ^[1] e MAZUR ^[2], sulla valutazione dei risultati radiografici, sui dati ricavati dall'Analisi del Movimento e dall' Elettromiografia dinamica e sulla valutazione fluoroscopica.

Capitolo I

ANATOMIA E BIOMECCANICA DELLA TIBIO-TARSICA

ANATOMIA

APPARATO OSTEO-LEGAMENTOSO

L'articolazione tibio-tarsica (o talo-crurale) è una diartrosi, di tipo ginglimo, varietà trocleare, che collega, consentendone lo spostamento reciproco, la tibia e la fibula nel versante superiore con l'astragalo nel versante inferiore. Classicamente è paragonata ad un incastro a cerniera nel quale le epifisi distali della tibia e della fibula costituiscono il mortaio mentre l'astragalo rappresenta la puleggia. Alla sua costituzione prende parte anche l'anfiartrosi (sindesmosi) tibio-fibulare distale ed è per questo che può anche essere definita come un complesso articolare ("complesso articolare tibio-peroneo-astragalico") ^[3].

Il versante superiore dell'articolazione tibio-peroneo-astragalica è costituito dalla faccia articolare inferiore della tibia, che si prolunga medialmente nella sua faccia malleolare, e, lateralmente, dalla faccia malleolare della fibula. Entrambi le facce malleolari hanno forma triangolare ed apice inferiore. Il mortaio tibio-peroneale è quindi delimitato da una parete superiore e da 2 pareti laterali.

Il versante inferiore è costituito dalla faccia articolare superiore dell'astragalo, più larga in avanti che in dietro. Questa superficie articolare, foggata a troclea, convessa in senso parasagittale e leggermente concava trasversalmente,

presenta una gola centrale delimitata da 2 versanti rilevati, a decorso sagittale. La componente articolare astragalica inoltre è leggermente incurvata e, in tal modo, la concavità risulta essere diretta medialmente (Fig1). Alla stabilizzazione dell'articolazione tibio-tarsica partecipano le formazioni capsulo-legamentose della caviglia costituite dalla capsula articolare, da 2 sistemi legamentosi collaterali (uno mediale e l'altro laterale) e da 2 sistemi accessori (anteriore e posteriore).

La capsula fibrosa, che avvolge tutta l'articolazione talo-crurale, è rivestita internamente, fino al contorno delle cartilagini articolari, dalla membrana sinoviale.

Il versante laterale di questo complesso articolare (Fig2) è rinforzato dal sistema legamentoso laterale, costituito, dall'avanti all'indietro, da 3 fasci, nettamente separati l'uno dall'altro: il legamento peroneo-astragalico anteriore, il legamento peroneo calcaneare ed il legamento peroneo-astragalico posteriore (Fig1).

Il versante mediale (Fig2) è rinforzato dal legamento mediale, o deltoideo, di forma triangolare, che si distacca dall'apice del malleolo, espandendosi in 4 fasci, 2 anteriori (legamento tibio-navicolare e tibio-astragalico anteriore), 1 medio (legamento tibio-calcaneare) e 1 posteriore (legamento tibio-astragalico posteriore), rappresentanti ognuno un legamento distinto. Il legamento accessorio anteriore, non sempre presente, è costituito da un esiguo ispessimento della capsula che dal bordo tibiale anteriore si dirige verso il collo dell'astragalo.

Il legamento accessorio posteriore, meno incostante e variabile dell'anteriore, origina dal bordo posteriore di una parte della tibia e di una parte della fibula e si inserisce,

dirigendosi obliquamente verso il basso e verso l'interno, sul tubercolo postero-mediale dell'astragalo^[4,5].

Un complesso articolare come quello tibio-peroneo-astragalico consente i movimenti di flessione ed estensione del piede ma non quelli di lateralità, impediti dalle porzioni laterali del mortaio. Occorre inoltre considerare che la porzione anteriore della troclea astragalica è più larga anteriormente che posteriormente; di conseguenza, durante l'estensione, essa oppone al mortaio tibio-fibulare la sua parte più larga e, al contrario, durante la flessione, la sua parte più stretta. Il piede in estensione è quindi saldamente incuneato fra i 2 malleoli non consentendo movimenti laterali mentre, in flessione, il blocco operato è meno rigido permettendo movimenti laterali in piccola misura possibili.

MUSCOLI

I muscoli della gamba, che permettono la mobilitazione dell'articolazione tibio-tarsica, si dividono in un gruppo anteriore, un gruppo laterale ed un gruppo posteriore.

I muscoli anteriori comprendono il tibiale anteriore, il peroneo anteriore (o peroneo terzo), l'estensore lungo delle dita e l'estensore lungo dell'alluce. Tutti questi intervengono nella flessione dorsale del piede e l'estensore lungo delle dita flette tutte le dita del piede eccetto l'alluce che, a sua volta, viene flesso dall'estensore lungo dell'alluce. Questi muscoli intervengono inoltre nei movimenti di prono-supinazione, abduzione-adduzione,

I muscoli laterali della gamba sono il peroneo lungo ed il peroneo breve. Questi 2, oltre ad agire sulla concavità dell'arco plantare, intervengono anche nella flessione plantare, nella pronazione e nell'abduzione del piede.

I muscoli posteriori sono disposti in un piano superficiale e in uno profondo. Nello strato superficiale si trovano il tricipite della sura (formato da soleo e gastrocnemio) ed il muscolo plantare; nello strato profondo sono situati il popliteo, il flessore lungo delle dita, il flessore lungo dell'alluce ed il tibiale posteriore. Tutti questi intervengono nel movimento di flessione plantare del piede ed il flessore lungo delle dita estende tutte le dita eccetto l'alluce che, a sua volta, viene esteso per l'azione del flessore lungo dell'alluce. Come i muscoli del gruppo anteriore, anche quelli del gruppo posteriore, agiscono nei movimenti di prono-supinazione e di abduzione-adduzione.

CONSIDERAZIONI ANATOMICHE

Il complesso articolare “tibio-peroneo-astragalico”, pur possedendo un'individualità anatomica propria, costituisce insieme al piede un'unica entità anatomo-funzionale a causa delle strettissime connessioni fra questo complesso e le articolazioni sottotalari. Questo complesso e le articolazioni sottotalari devono essere prese in considerazione nella loro globalità anche per le peculiari caratteristiche anatomiche dell'astragalo, osso su cui si distribuiscono tutte le forze che sono trasmesse dalle strutture sopra e sottosegmentarie. Il concetto di “unicità funzionale tibio-tarsica-piede” è di fondamentale importanza se si vuole comprendere a pieno e se si vuole interpretare al meglio la fisiopatologia delle lesioni traumatiche dell' articolazione tibio-tarsica.

MOVIMENTO DELLA TIBIO-TARSICA

L'articolazione tibio-tarsica ha innanzitutto il ruolo di scaricare il peso del corpo sulle arcate plantari; questo peso

si scarica direttamente sulla puleggia astragalica. La stabilità dell'equilibrio, che in altre articolazioni è mantenuta in primo luogo dalle resistenze legamentose, necessita in questa diartrosi del continuo impegno dei muscoli soleo e gastrocnemio.

L'articolazione in esame è un trasduttore del movimento della gamba attorno ad un asse verticale, in movimenti del piede attorno ad un asse orizzontale (Fig3). Al centro di questo sistema si trova l'astragalo, osso che viene sottoposto a sollecitazioni in compressione ed in trazione; il perone svolge una fondamentale funzione nella stabilizzazione del carico che viene trasmesso alla tibia.

L'intero complesso tibio-peroneo-astragalico è reso solidale da un insieme di strutture capsulo-legamentose che sono in grado di fornirgli un'unica direzionalità di movimento.

Per la sua conformazione trocleare l'unico movimento che viene svolto da questa articolazione è quello di flesso-estensione (articolazione ad un solo grado di libertà); a questo si accompagnano componenti rotatorie della tibia, sia a piede stabilizzato al suolo sia ad arto sospeso (di entità modesta ma di notevole importanza da un punto di vista biomeccanico), legate alla morfologia scheletrica e alle strutture legamentose.

La posizione di riferimento per la flesso-estensione del piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba. Partendo da questa posizione, la flessione del piede (o dorsi-flessione), che può essere attribuita alla caviglia, è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, mentre l'estensione del piede (o plantar-flessione) allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a disporsi sul prolungamento della stessa. L'angolo di

flesso-estensione del piede viene misurato come l'angolo che la pianta forma con l'asse verticale della gamba.

In flessione questo angolo ha valori massimi tipici che variano da 20° a 30°, mentre in estensione la sua ampiezza varia da 30° a 50°. Il movimento di flessione prevale su quello di estensione poiché la puleggia è più estesa in senso posteriore. Le limitazioni nei movimenti di flesso-estensione sono in relazione alla struttura anatomica e morfologica delle componenti ossee, capsulo-ligamentose e muscolari.

Il complesso articolare formato dalle articolazioni tibio-tarsica e da quella sottoastragolica garantisce, oltre ad una notevole *stabilità*, anche una certa *mobilità* nella trasmissione dei movimenti dalla gamba al piede.

Con il termine mobilità si indica la possibilità del piede di muoversi rispetto alla gamba durante il ciclo del passo e nel corso delle attività quotidiane, mentre per stabilità si intende la capacità delle strutture in gioco, in particolare dei legamenti, di reagire all'applicazione di carichi esterni, mantenendo la compattezza del complesso articolare.

La stabilità antero-posteriore della tibio-tarsica è assicurata dalla gravità che trattiene l'astragalo al di sotto della superficie tibiale; inoltre i margini anteriore e posteriore della tibia formano dei rilievi che impediscono lo scivolamento della troclea in avanti o all'indietro, come nel caso in cui il piede viene a contatto violentemente con il suolo. I legamenti collaterali ed i muscoli sono responsabili rispettivamente della stabilità passiva e attiva.

L'articolazione tibio-tarsica ha un'unica direzione di movimento poiché le componenti anatomiche, costituite dal mortaio tibio-peroneale, conferiscono alla troclea astragolica una stabilità trasversale; la pinza bimalleolare trattiene lateralmente l'astragalo, a condizione che la

distanza intermalleolare non vari (se non per pochi mm relativi alla posizione dell'articolazione) e che i legamenti peroneo-tibiali siano integri. Al mantenimento della stabilità trasversale concorrono anche i legamenti collaterali esterno ed interno.

Nel movimento di flesso-estensione sono coinvolte anche le articolazioni peroneo-tibiali superiore ed inferiore; l'azione di quest'ultima, prima articolazione ad essere chiamata in causa durante l'esecuzione di questo movimento, è strettamente legata alla conformazione della troclea astragalica, più larga anteriormente che posteriormente (range 5 mm). Per mantenere la stabilità trasversale, quindi, è necessario che la distanza intermalleolare vari leggermente durante il movimento di flesso-estensione, più precisamente che si allarghi in flessione e che si restringa in estensione. Su di un cadavere è possibile del resto ottenere l'estensione della caviglia semplicemente con una compressione decisa dei malleoli in senso trasversale. Studi su preparati anatomici hanno dimostrato che l'allontanamento ed il riavvicinamento dei malleoli avviene grazie alla rotazione assiale del malleolo esterno mentre le fibre del legamento peroneo-tibiale e della membrana interossea (che a riposo presenta fibre rivolte verso il basso e in fuori) tendono a divenire orizzontali in caso di dorsi-flessione della caviglia e verticali in caso di plantar-flessione della stessa. Inoltre il perone esegue movimenti verticali: quando la caviglia dorsi-flette si allontana dalla tibia, si solleva leggermente ed intraruota mentre quando la caviglia plantar-flette il malleolo esterno si avvicina a quello interno, si abbassa e intraruota. Il muscolo tibiale anteriore, contraendosi

durante la flessione dorsale, restringe la pinza bimalleolare di modo da mantenere sempre in sede la troclea astragalica.

Gli spostamenti dell'articolazione peroneo-tibiale superiore sono la conseguenza di quelli del malleolo esterno; la faccetta articolare peroneale si allontana dai malleoli ed intraruota durante la flessione, viceversa durante l'estensione.

E' necessario sottolineare che il range di moto della caviglia è altamente variabile da persona a persona e, in particolare, dipende da numerosi fattori quali la flessibilità dei muscoli, la configurazione delle ossa, la stabilità dei legamenti e l'età. E' stato comunque valutato che per una normale locomozione siano necessari almeno 10° di flessione dorsale.

Un importante fattore che contribuisce a rendere unica la tibiotarsica è la sua vicinanza ad altre articolazioni, in particolare la sottoastragalica e la medio-tarsica; è per questa ragione che la funzione di quest'articolazione non può essere studiata adeguatamente se non attraverso metodi invasivi.

L'importanza di questa vicinanza è facilmente evidenziabile osservando quei pazienti che hanno subito un intervento di artrodesi della tibio-tarsica: la perdita complessiva del movimento rispetto all'arto controlaterale è solamente del 50%. I mezzi a nostra disposizione per valutare il movimento di questa articolazione sono molteplici ma le metodologie incruente presentano numerosi svantaggi tra cui, primo fra tutti, l'incapacità di valutare selettivamente il movimento effettivo della tibiotarsica, eliminando il contributo fornito dalle altre articolazioni. La valutazione del singolo movimento di questa diartrosi richiede un livello di accuratezza ottenibile

esclusivamente con l'ausilio di metodi invasivi come l'utilizzo di palline di tantalio del diametro di 0,8 mm inserite, rispettivamente, nella tibia, nella fibula, nell'astragalo, nel calcagno, nello scafoide, nel cuneiforme mediale e nel I metatarsale e l'analisi roentgenstereofotogrammetrica. Lo stesso metodo è applicabile per la valutazione della cinematica articolare infatti, previa un'adeguata calibrazione del campo di vista e grazie alla digitalizzazione, è possibile ottenere le coordinate tridimensionali di ciascuna pallina di tantalio e calcolare di conseguenza i differenti gradi di libertà di ogni segmento osseo. Nella tibiotarsica gli assi di rotazione istantanea passano tutti attraverso una stretta area situata nell'astragalo (a metà della distanza tra i 2 malleoli) definibile come "centro di rotazione istantanea". Questo dato è importante poiché nella stereofotogrammetria, che impiega markers esterni per calcolare la cinematica articolare, il centro di rotazione della tibio-tarsica viene posto, convenzionalmente, nel punto di mezzo della linea congiungente i 2 malleoli.

Per quanto riguarda l'analisi del cammino la cinematica della tibio-tarsica è, in realtà, il risultato complessivo della cinematica del retro-medio piede.

IL CICLO DEL CAMMINO NORMALE

Il ciclo del cammino (Fig4) è definito come l'insieme dei movimenti compresi tra 2 successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede (di solito contatto con il tallone): il ciclo inizia con il contatto del tallone a terra e termina quando lo stesso piede tocca nuovamente il suolo. Esso viene classicamente diviso in 2 fasi:

- 1) Fase di appoggio (o stance)
- 2) Fase di oscillazione (o swing) ^[6]

La fase di appoggio, che rappresenta circa il 60% del ciclo (Fig4), inizia con il contatto fra tallone e terreno e termina con il distacco delle dita quando inizia, quindi, la fase oscillante (circa il 40%). Il distacco delle dita del piede controlaterale ed il contatto del tallone controlaterale avvengono, rispettivamente, al 10% e al 50% del ciclo.

In questo modo si viene a determinare il periodo di doppio appoggio, che si verifica 2 volte durante il ciclo del cammino, all'inizio ed alla fine della fase portante; ciascuna fase di doppio appoggio dura circa il 10% e presenta il centro di massa del corpo più in basso.

Andando ad analizzare più nel dettaglio la fase d'appoggio possiamo suddividerla ulteriormente in (J.Perry, 1992)^[6]:

- 1) Contatto iniziale (0%)
- 2) Risposta al carico (0-10%)
- 3) Appoggio intermedio (10-30%)
- 4) Appoggio terminale (30-50%)
- 5) Pre-oscillazione (50-60%)

La fase di oscillazione può a sua volta essere suddivisa in:

- 1) Pre-oscillazione (che coincide con l'ultimo stadio della fase d'appoggio)
- 2) Oscillazione iniziale (60-70%)
- 3) Oscillazione intermedia (70-80%)
- 4) Oscillazione terminale (80-100%)

CONTATTO INIZIALE

Rappresenta il momento in cui il piede viene a contatto con il pavimento. Normalmente il tallone è la prima parte

del piede a toccare per terra. L'anca è flessa, il ginocchio è esteso e la tibiotarsica si trova in una posizione neutrale (90°). Nel frattempo la gamba controlaterale sta ultimando l'appoggio terminale.

L'obiettivo principale è quello di porre il piede in posizione corretta quando viene a contatto con il terreno; il momento esterno, determinato dalla forza di reazione piede-suolo, è posteriore rispetto alla caviglia e ciò produce un momento di flessione plantare che viene contrastato dai muscoli dorsiflessori. In questa fase ha inizio il primo rotolamento ("heel rocker") ossia lo spostamento in avanti del corpo rispetto al piede ^{[7],[8]}.

RISPOSTA AL CARICO

Il periodo di doppio appoggio ha inizio quando il piede destro viene a contatto col pavimento e perdura fino a quando l'altro piede non si stacca dal suolo per cominciare la sua oscillazione. E' in questa seconda fase che si verifica il passaggio del peso del corpo da una gamba all'altra. Intanto la gamba controlaterale è in pre-oscillazione. Da questo momento ha inizio una fase del ciclo del cammino in appoggio monopodalico in cui un solo arto deve sostenere tutto il peso del corpo.

Il principale obiettivo di questa fase è quello di mantenere fluida la progressione pur decelerando la massa corporea; in questo modo si controlla la flessione a livello del ginocchio e la flessione plantare a livello della tibiotarsica. Alla fine di questa fase il ginocchio è flesso di 15° e la tibiotarsica è in plantarflessione di 10° . Quando il primo rotolamento è completato ed il secondo ("ankle rocker") sta iniziando, il momento esterno si sposta davanti alla caviglia, il muscolo tibiale anteriore cessa di contrarsi

ed il tricipite della sura, il tibiale posteriore ed il peroneo entrano in attività. Si crea inoltre un momento di eversione del piede in quanto il vettore è laterale rispetto all'articolazione della tibio-tarsica.

Quando il calcagno si everte la testa dell'astragalo abbandona il suo supporto mediale e ruota medialmente nel piano trasversale. Questo produce una rotazione interna della tibia e della fibula mediante una trazione sul deltoide e sul legamento fibulo-talare ^[6].

APPOGGIO INTERMEDIO

Questa fase è in appoggio monopodalico. Ha inizio quando la punta del piede opposto si stacca dal suolo e continua fino a quando il peso corporeo si trova allineato al di sopra del piede appoggiato al terreno. Grazie alla dorsiflessione della caviglia la gamba in appoggio si sposta in avanti al di sopra del piede mentre l'anca ed il ginocchio sono estesi. La gamba opposta, nel frattempo, sta avanzando nella sua fase di oscillazione intermedia.

L'appoggio intermedio rappresenta l'inizio del secondo rotolamento ("ankle rocker") del piede. L'obiettivo principale è quello di utilizzare il momento per mantenere la stabilità dell'anca e del ginocchio mentre il corpo avanza sul piede appoggiato.

La dorsiflessione della tibio-tarsica si verifica grazie ad una contrazione eccentrica del soleo che, essendo un muscolo a contrazione lenta, è adatto a mantenerne la stabilità durante la decelerazione. Anche il tibiale posteriore ed il peroneo mantengono la stabilità del piede in appoggio mentre la forza di reazione con il terreno progredisce lungo il suo margine laterale^[6].

APPOGGIO TERMINALE

L'appoggio terminale inizia mentre il centro di massa si muove davanti alla base di sostegno in modo che il corpo cada anteriormente e verso la parte non appoggiata. L'appoggio terminale ha come punto di partenza il sollevamento del tallone del piede in appoggio e continua fino a quando il tallone controlaterale tocca terra. Il peso del corpo avanza al di sopra del piede in appoggio ed aumenta l'estensione dell'anca dello stesso lato.

Il principale obiettivo di questa fase è di provvedere all'accelerazione e di assicurare una lunghezza adeguata del passo. L'accelerazione è assicurata mediante la caduta in avanti del centro di gravità del corpo e dell'azione concentrica del tricipite surale.

Sul piano sagittale il gastrocnemio, un muscolo a contrazione veloce, si abbina ora con il soleo generando una potenza sufficiente a fermare un'ulteriore dorsiflessione della caviglia.

Il tricipite della sura ora si contrae concentricamente ed il calcagno si solleva dal suolo.

Questo segna la fine del terzo rotolamento ("forefoot rocker") quando il peso è trasferito in avanti muovendo il fulcro di rotazione verso i capi metatarsali.

L'asse delle basi metatarsali è inclinato di circa 30° rispetto al piano frontale. Quando la rotazione comincia su questo asse, la torsione della parte posteriore del piede blocca la complessa articolazione sottoastraglica. Alla fine dell'appoggio terminale le articolazioni metatarso-falangee sono dorsiflesse di circa 20° ed il corpo è inclinato in avanti sul piano sagittale di circa gli stessi gradi. A livello dell'articolazione sottoastraglica l'extrarotazione, che si verifica in questa fase, provoca una supinazione della parte

posteriore del piede (torsione), che si solleva come un arco. Questo movimento è rafforzato dall'azione della fascia plantare, tesa vicino alle estremità metatarsali durante il terzo "rotolamento", creando un effetto di corda d'arco.

Durante il cammino iniziale e la risposta al carico il piede ha la funzione di assorbire l'urto; ora, invece, svolge la funzione di camma rigida, assicurando così un adeguato momento all'arto per la forza di accelerazione del tricipite. Assieme a questo muscolo sono attivi anche il tibiale posteriore, i peronei ed il flessore lungo delle dita ^[6].

PRE-OSCILLAZIONE

In questa fase ha inizio il secondo intervallo di doppio appoggio del ciclo del cammino. Comincia quando il piede sinistro tocca terra e termina nel momento in cui si verifica il distacco delle dita del piede destro dal pavimento. L'appoggio del piede sinistro determina a livello della gamba destra un incremento della plantarflessione della caviglia, un aumento della flessione del ginocchio ed una diminuzione dell'estensione dell'anca. Inizia il trasferimento del peso corporeo dall'arto destro a quello controlaterale.

L'obiettivo di questa fase è quello di preparare l'arto all'oscillazione. La flessione plantare della caviglia è di circa 27°. Il centro di pressione si muove in senso latero-mediale e, per il distacco delle dita, il centro di pressione si trova al di sotto del primo e del secondo capo metatarsali^[6].

OSCILLAZIONE INIZIALE

L'obiettivo di questa fase è quello di interporre una distanza adeguata fra piede e suolo. Ha inizio con il distacco delle dita. La gamba in oscillazione iniziale,

avanzando, incrementa la flessione sia dell'anca sia del ginocchio. La caviglia dorsiflette solo plantarmente per garantire una sufficiente distanza tra piede e terreno. Poiché l'arto non è a contatto con il terreno sono assenti le forze di reazione piede-suolo. Le uniche forze presenti sono quelle sono rappresentate dalla forza di gravità e dall'inerzia. L'effetto che queste forze hanno sulla caviglia è quello di determinare la plantarflessione che viene controbilanciata dai dorsiflessori. E' durante questa fase del ciclo del cammino che si può verificare la caduta del piede (ad esempio per una debolezza del tibiale anteriore).

La gamba opposta, intanto, è in appoggio intermedio^[6].

OSCILLAZIONE INTERMEDIA

E' il proseguimento dell'oscillazione iniziale e termina nel momento in cui l'arto oscillante si trova davanti al corpo e la tibia è in posizione verticale. L'avanzamento determina un'ulteriore flessione dell'anca. Il ginocchio, in risposta alla gravità, comincia ad estendersi mentre la caviglia prosegue la sua dorsiflessione.

L'obiettivo di questa fase è quello di mantenere la distanza del piede dal terreno. In un cammino normale questa distanza è solo di 0,87 cm; è quindi necessario un adeguato controllo della tibiotarsica per non lasciare spazio ad errori che potrebbero compromettere la normale progressione. L'attività del tibiale anteriore, in contrazione concentrica, è indispensabile per portare il piede in una posizione di dorsiflessione.

L'arto opposto si trova nella parte finale dell'appoggio intermedio^[6].

OSCILLAZIONE TERMINALE

Inizia quando la tibia dell'arto destro è verticale e termina quando il piede ipsilaterale tocca il terreno. L'avanzamento è completato dall'estensione del ginocchio. L'anca resta in flessione e la caviglia in flessione dorsale.

La funzione di questa fase è quella di preparare il piede al contatto con il terreno; questo avviene grazie all'azione della muscolatura pretibiale che lo riporta in una posizione neutra (90°)^[6].

Attraverso il susseguirsi ritmico di queste fasi il cammino soddisfa le caratteristiche di stabilità in fase d'appoggio e di adeguata distanza del piede dal terreno e durante l'oscillazione è presente un appropriato pre-posizionamento del piede in fase oscillante e un'adeguata lunghezza del passo

Altre necessità del cammino normale sono rappresentate dai meccanismi di progressione e del risparmio di energia.

ATTIVITA' DEI MUSCOLI FLESSORI DORSALI DURANTE IL CAMMINO

Tre muscoli principali si trovano anteriormente all'articolazione tibiotarsica: il tibiale anteriore, l'estensore lungo delle dita e l'estensore lungo dell'alluce. Il peroneo terzo è un muscolo accessorio incostante dell'estensore lungo delle dita e per questo motivo risultano difficili da separare anatomicamente e manca una loro differenziazione elettromiografica^[9].

Dal momento che i due muscoli risultano uniti e condividono il tendine laterale, l'azione del peroneo terzo sarà assunta come equivalente a quella dell'estensore lungo delle dita. Tutti i muscoli potenziali dorsiflessori

presentano bracci di leva di lunghezza simile anche se le loro dimensioni variano considerevolmente. Il tibiale anteriore presenta la sezione trasversale più ampia mentre i due estensori delle dita sono notevolmente più piccoli. La massa combinata dell'estensore lungo dell'alluce e del peroneo terzo rappresenta il 40% del tibiale anteriore e l'estensore lungo dell'alluce è meno del 20%. La loro capacità di flessione dorsale (momento) è quindi molto inferiore. L'attività dei muscoli dorsiflessori incomincia durante la pre-oscillazione ed il primo muscolo a contrarsi è l'estensore lungo dell'alluce che è attivo per tutta la pre-oscillazione. Il suo picco di forza è attorno all'8% del test muscolare manuale (MMT). Immediatamente dopo, durante l'oscillazione intermedia, si ha l'attività del tibiale anteriore e dell'estensore lungo delle dita. L'intensità della contrazione del tibiale anteriore si accresce rapidamente durante l'oscillazione iniziale, raggiungendo il 35% MMT entro la fine della fase mentre nell'oscillazione terminale aumenta ancora gradualmente al fine di posizionare il piede nel momento dell'appoggio. L'azione dell'estensore lungo delle dita (e presumibilmente del peroneo terzo) risulta parallela a quella del tibiale anteriore ma con un'ampiezza leggermente inferiore. Al contatto iniziale tutti i muscoli pretibiali risultano significativamente attivi. L'intensità del tibiale anteriore aumenta rapidamente al 45% MMT e l'estensore dell'alluce raggiunge il 35%. L'azione dell'estensore lungo delle dita rimane al 25% MMT. Tutti tre i muscoli dorsiflessori terminano la loro azione entro la fine della risposta al carico; lo schema tipico di azione dei dorsiflessori è così bifasico con due picchi di intensità in fase iniziale di oscillazione e in fase di risposta al carico.

ATTIVITA' DEI MUSCOLI FLESSORI PLANTARI DURANTE IL CAMMINO

Sette muscoli si trovano dietro alla tibio-tarsica e di conseguenza agiscono da flessori plantari. La loro capacità effettiva varia comunque in modo considerevole: il soleo e il gastrocnemio forniscono il 93% del momento interno teorico in flessione plantare mentre i cinque muscoli perimalleolari provvedono solo per il 7%. Questo significa che sono presenti due distinti gruppi funzionali di plantarflessori: il tricipite surale e i muscoli perimalleolari. Il soleo e i capi mediale e laterale del gastrocnemio hanno il vantaggio dell'ampia dimensione e di un braccio di leva pari a tutta la lunghezza del calcagno. Al contrario, i muscoli perimalleolari sono relativamente piccoli e circondano strettamente attorno ai malleoli mediale e laterale. I loro tendini scendono, infatti, verticalmente lungo la gamba e diventano poi orizzontali per agire sul piede. Tra i muscoli perimalleolari il flessore lungo dell'alluce genera il più elevato momento plantarflessorio e, pur essendo simile nelle dimensioni al tibiale posteriore o al peroneo lungo, ha il vantaggio di avere un braccio di leva più lungo a partire dall'asse della tibio-tarsica poiché il suo tendine passa dietro al margine posteriore della tibia.

IL TRICIPITE SURALE

L'azione del muscolo soleo inizia alla fine della fase di risposta al carico, raggiunge rapidamente il 25% MMT e continua a questo livello d'intensità per tutto l'appoggio intermedio. Con l'inizio dell'appoggio terminale (30% del

ciclo del passo) si verifica un rapido e marcato aumento in ampiezza fino al 75% MMT a partire dal 45% del ciclo del passo. Successivamente l'intensità dell'azione del soleo diminuisce con una velocità simile, fino a cessare all'inizio della fase di doppio appoggio (pre-oscillazione). Il capo mediale del gastrocnemio si attiva parallelamente al soleo, mentre l'inizio dell'azione del capo laterale può essere ritardata fino all'appoggio intermedio. L'attivazione del gastrocnemio segue rapidamente quella del soleo (12% contro 8% del ciclo del passo) ma il suo incremento durante l'appoggio intermedio risulta più lento e meno intenso (25% MMT). Con l'inizio dell'appoggio terminale l'intensità aumenta fino a un picco del 60% MMT al 40% del ciclo del passo per poi diminuire rapidamente fino alla cessazione dopo l'inizio della pre-oscillazione.

Una breve contrazione del gastrocnemio nella oscillazione intermedia è un reperto frequente, ma ancora inspiegato. Non vi è concordanza riguardo ai tempi relativi di attivazione dei due muscoli. Sutherland ha individuato un ritardo del 10% del ciclo nel cammino dell'azione del gastrocnemio rispetto a quella del soleo, mentre Carino ha riportato solo una differenza del 2%. I nostri dati recenti si trovano in una situazione intermedia tra quelli precedentemente riportati. Entrambi i muscoli riducono fortemente la loro azione alla fine dell'appoggio terminale (quando l'altro piede prende contatto con il terreno) e solo una minima attività persiste nella pre-oscillazione. Le altre situazioni del cammino in cui aumenta l'azione dei muscoli del polpaccio sono rappresentate dall'allungamento del passo e dall'incremento della velocità. Questi studi sono stati effettuati durante il cammino sul nastro trasportatore. Hof ha trovato una correlazione lineare tra la lunghezza del

passo e l'azione di picco dei muscoli del polpaccio con l'elettromiografia di superficie. Nello studio di Hof la velocità del cammino non era statisticamente correlata anche se era presente una forte tendenza quando la velocità del cammino veniva aumentata attraverso un incremento della frequenza del passo, non c'era alcuna correlazione con l'attività dei muscoli del polpaccio e la velocità del cammino.

I MUSCOLI PERIMALLEOLARI

Gli altri cinque muscoli che passano dietro la tibio-tarsica presentano una modesta efficienza plantarflessoria poiché il loro allineamento attribuisce loro un differente ruolo primario durante il cammino; il controllo dell'articolazione sottoastraglica e delle altre articolazioni del piede. Dovendo parlare delle loro funzioni di base è necessario considerare anche la loro attività a livello della tibio-tarsica. Il tibiale posteriore diventa attivo al contatto iniziale (0% del ciclo del passo) e continua per tutto il singolo appoggio, rapidamente seguito dal flessore lungo delle dita (10% del ciclo del passo) e infine dal flessore lungo dell'alluce (25% del ciclo del passo). Il contatto del piede controlaterale (50% del ciclo del passo) rappresenta il segnale per il rilasciamento del tibiale posteriore e del flessore lungo delle dita, mentre i flessori delle dita continuano brevemente a essere attivi nella pre-oscillazione (52% del ciclo del passo). Sutherland ha rilevato che entrambi i muscoli flessori delle dita possono mostrare un'azione molto più precoce e può essere presente un'attività prolungata del flessore lungo dell'alluce e del tibiale posteriore. L'azione dei muscoli peroneali inizia precocemente durante il ciclo del passo e termina nella pre-

oscillazione intermedia (55-58% del ciclo del passo). Lo schema di attivazione e l'intensità relativa del peroneo breve e del peroneo lungo risultano molto simili. In alcuni individui il peroneo lungo si attiva precocemente e con un'azione più prolungata.

INTERPRETAZIONE DELLA FUNZIONE DEL PIEDE

Il movimento del piede e il controllo muscolare sono correlati a 3 eventi: l'assorbimento dell'impatto, la stabilità in carico e la progressione. Questi compiti avvengono in modo sequenziale mentre il contatto del piede procede dall'iniziale appoggio del tallone fino al supporto completo dell'avampiede.

ASSORBIMENTO DELL'IMPATTO

Una delle principali funzioni della mobilità dell'astragalo è rappresentata dalla riduzione dell'impatto del peso corporeo sul piede di supporto.

I meccanismi di assorbimento dell'impatto sono rappresentati dalla pronazione sottoastraglica e dalla flessione dorsale della mediotarsica.

Queste azioni iniziano con il contatto iniziale e continuano fino a quando il carico raggiunge l'avampiede, quindi le fasi del passo coinvolte sono la risposta al carico e la fase iniziale dell'appoggio intermedio.

Il contatto iniziale al terreno con il tallone dà inizio all'eversione dell'articolazione sottoastraglica come un normale evento passivo durante il carico sull'arto. Questo si verifica poiché il corpo del calcagno è situato lateralmente

rispetto all'asse longitudinale della tibia; di conseguenza il carico imposto sull'astragalo determina la pronazione a livello dell'articolazione sottoastraglica. Quando il piede si muove lateralmente, il supporto calcaneare per l'astragalo si riduce e l'osso si porta in supinazione. A causa della forma strettamente rettangolare dell'articolazione della tibio-tarsica anche la tibia ruota internamente. La risposta da parte dei muscoli che determinano la supinazione assorbe parte dell'impatto al terreno, riducendo la pronazione della sottoastraglica. L'azione del tibiale anteriore controlla l'articolazione sottoastraglica durante il periodo di rotolamento del calcagno; è assistita dalla precoce attivazione del tibiale posteriore durante la risposta al carico (5% del ciclo del passo). Nel momento del picco di pronazione (14% del ciclo del passo) il tibiale anteriore si rilascia dal momento che non deve più assolvere alla flessione dorsale. Nello stesso momento il soleo raggiunge un discreto livello di attività. Le funzioni principali del tibiale anteriore e del soleo sono correlate al controllo della tibio-tarsica, ma entrambi i muscoli presentano anche un considerevole braccio di leva di supinazione. Le dimensioni molto maggiori del soleo, in confronto al tibiale posteriore (5X), lo rendono un muscolo importante nel determinare la supinazione anche se il tibiale posteriore possiede un braccio di leva in supinazione doppio. La variabilità nell'attività del tibiale posteriore suggerisce che sia una forza di riserva pronta per integrare l'insufficiente controllo in varismo da parte dei muscoli della tibio-tarsica. Anche la flessione dorsale dell'articolazione medio-tarsica contribuisce all'assorbimento dell'impatto.

Il movimento, stimolato dal contatto dell'avampiede all'inizio dell'appoggio intermedio, segue l'eversione della sottoastraglica che si verifica durante la risposta al carico. Il supporto dinamico delle articolazioni della medio-tarsica è fornito da diversi muscoli. Il tibiale posteriore sembra essere il muscolo principale che agisce a livello dell'articolazione medio-tarsica. L'inizio dell'attivazione del flessore lungo delle dita (15% del ciclo del passo) e dei muscoli plantari laterali intrinseci (20% del ciclo del passo), prima di qualsiasi cambiamento nella posizione delle dita, implica che questi muscoli agiscano anche a livello della medio-tarsica. L'azione successiva da parte del flessore lungo dell'alluce (25% del ciclo del passo) e, al termine, dei muscoli intrinseci mediali (40% del ciclo del passo) è in accordo col fatto che il versante laterale dell'avampiede (quinto metatarsale) prende contatto con il terreno prima dei metatarsali mediali (primo metatarsale).

STABILITÀ

L'avanzamento del vettore corporeo lungo il piede sposta il carico verso l'avampiede, dall'astragalo alle teste metatarsali. Per questo è necessaria una buona stabilità a livello delle varie strutture del piede. La richiesta è massima quando il tallone si solleva e il carico si sposta totalmente sull'avampiede. Per soddisfare la necessità di stabilità del mediopiede l'articolazione sottoastraglica passa dalla pronazione alla supinazione bloccando l'articolazione mediotarsica.

Il blocco dinamico delle articolazioni della mediotarsica grazie all'inversione della sottoastraglica corrisponde all'attività del muscolo soleo a livello della mediotarsica. Sono presenti anche un'azione continua del tibiale

posteriore e un coinvolgimento progressivo dei flessori delle dita. Nell'appoggio terminale tutti i 4 muscoli supinatori (il soleo, il tibiale posteriore, il flessore lungo delle dita e il flessore lungo dell'alluce) si contraggono con forza maggiore per fornire la stabilità aggiuntiva necessaria al sostegno esclusivo sull'avampiede. Lo strato profondo dei muscoli intrinseci presenta il vantaggio della vicinanza, ma gli altri gruppi muscolari sono in grado di fornire una forza maggiore grazie alle loro maggiori dimensioni.

Anche la fascia plantare offre una stabilità passiva nell'appoggio terminale e nella pre-oscillazione: estendendosi dal calcagno alla fascia attorno alla base delle dita (falangi prossimali) è messa in tensione dalla flessione dorsale delle metatarso-falangee. L'efficacia della messa in tensione della fascia plantare durante il cammino è comunque limitata, dal momento che l'accorciamento del 50% della aponeurosi richiede 30° di flessione dorsale delle metatarso-falangee.

Alla fine dell'appoggio terminale, quando è necessaria la massima stabilità, vengono raggiunti solo due terzi di questa escursione di flessione dorsale. La stabilità fornita dalla fascia plantare sarebbe maggiore in attività più impegnative mentre l'eccessiva inversione viene evitata dall'azione sinergica dei due muscoli peronei: la loro attività inizia con il sollevamento del tallone (30% del ciclo del passo) e continua nella pre-oscillazione.

MOVIMENTO DELL'ARTICOLAZIONE SOTTOASTRAGALICA DURANTE IL CAMMINO

L'articolazione sottoastragalica possiede un singolo asse obliquo orientato in modo tale da permettere al piede di ruotare medialmente (supinazione) e lateralmente

(pronazione). Queste azioni si verificano sia nell'appoggio sia nell'oscillazione, ma i movimenti durante la fase d'appoggio risultano maggiormente significativi dal momento che essi influenzano l'allineamento durante il carico dell'intero arto inferiore.

L'eversione inizia nella fase di risposta al carico immediatamente dopo il contatto del tallone col terreno; il picco di pronazione è raggiunto all'inizio dell'appoggio intermedio (14% del ciclo del passo) e il movimento risulta modesto, anche se rapido, in media 4°-6°; questa sono le misure sia del piede scalzo sia del piede con la calzatura.

La sottoastraglica si muove poi gradualmente in supinazione per tutta la fase di appoggio terminale. Il picco di supinazione è raggiunto all'inizio della pre-oscillazione (52% del ciclo del passo) e durante l'oscillazione il piede ritorna alla posizione neutra che è seguita dall'inversione terminale che si verifica durante l'ultima fase del 20% del ciclo.

SINERGIA TIBIOTARSICA/SOTTOASTRAGALICA

Il movimento della sottoastraglica diminuisce la potenziale sollecitazione della tibio-tarsica durante il cammino. Durante l'appoggio il corpo si muove da dietro in avanti sull'arto di supporto creando un momento rotatorio sulle articolazioni dell'arto stesso. L'allineamento in rotazione esterna dell'asse della tibio-tarsica (20°) non è compatibile con la traiettoria del corpo nella fase di risposta al carico. La potenziale sollecitazione di questa articolazione viene assorbita dal movimento contemporaneo della sottoastraglica. In questa fase l'eversione del piede riduce il sostegno per la testa dell'astragalo determinando la rotazione interna dell'astragalo che trascina con sé il

mortaio della tibio-tarsica. La rotazione sul piano trasversale che ne consegue favorisce l'allineamento progressivo dell'articolazione tibiotarsica evitando un suo conflitto mediale. Successivamente, quando il corpo si muove anteriormente rispetto alla caviglia durante l'appoggio intermedio e terminale, l'articolazione sottoastragalica ritorna in inversione sollevando la testa dell'astragalo e ripristinando l'allineamento in rotazione esterna dell'asse della tibio-tarsica. Ancora una volta si evita così la sollecitazione causata dal movimento del peso corporeo a livello della tibio-tarsica, articolazione dotata di un singolo asse molto congruente. I movimenti rotatori misurati a livello del terreno sono piccoli ma significativi dal punto di vista funzionale poiché la forza di taglio intrarticolare è scarsamente tollerata.

SINERGIA SOTTOASTRAGALICA/MEDIOTARSICA

L'articolazione sottoastragalica controlla la mobilità della medio-tarsica alternando il relativo allineamento delle articolazioni talo-navicolare (TN) e calcaneo-cuboidea (ciclo del passo). Con l'eversione dell'articolazione sottoastragalica gli assi delle articolazioni TN e ciclo del passo risultano paralleli; l'articolazione medio-tarsica è libera di muoversi e funge da meccanismo di assorbimento dell'impatto durante la risposta al carico. L'inversione della sottoastragalica, che si verifica nella parte terminale dell'appoggio intermedio e nell'appoggio terminale, comporta che gli assi delle articolazioni talo-navicolare e calcaneo-cuboidea divergano e che l'articolazione medio-tarsica sia bloccata in una posizione di relativa flessione plantare con accentuazione dell'arco. Anche le articolazioni tarso-metatarsali risultano bloccate da questo meccanismo:

in questo momento il piede presenta la stabilità intertarsale necessaria a sostenere tutto il peso del corpo sull'avampiede.

PROGRESSIONE

La mobilità delle articolazioni metatarsofalangee è essenziale per una corretta rotazione in avanti dell'avampiede. Durante il contatto del piede con il terreno nell'appoggio intermedio, il carico è condiviso dal calcagno e dall'avampiede e le articolazioni metatarsali si trovano in una posizione neutra. Nella fase di appoggio terminale, quando il tallone si solleva, la progressione del corpo in avanti prosegue con il trasferimento di tutto il carico sull'avampiede grazie anche alla flessione dorsale delle metatarsofalangee.

La decelerazione da parte dei flessori delle dita assicura un'area di supporto ampia e stabile; l'estensione totale di quest'area può essere tuttavia ampliata dall'inclusione delle dita permettendo una maggiore rotazione in avanti a condizione che le metatarsofalangee si muovano in modo appropriato. L'azione dei flessori delle dita nella fase di appoggio controlla la modalità e la stabilità del movimento dell'avampiede. Il contatto al terreno delle falangi distali rappresenta l'azione di stabilizzazione più ovvia; tuttavia più specifico è un contributo rappresentato dalla forza compressiva dei muscoli attraverso le articolazioni metatarsofalangee, coadiuvata dalla compressione passiva della fascia plantare messa in tensione dalla flessione dorsale delle metatarsofalangee. Questo estende l'area di contatto dell'avampiede aggiungendo le basi delle falangi prossimali alle teste metatarsali.

Come conseguenza, la pressione esercitata (forza per unità di area) è ridotta. Un'ulteriore forza di stabilizzazione che amplia l'area di supporto dell'avampiede è rappresentata dall'azione del peroneo lungo sul primo metatarsale. Con la flessione plantare del primo raggio la capacità di carico della parte mediale dell'avampiede (l'alluce) viene migliorata. Questo risulta particolarmente significativo quando il peso corporeo viene trasferito al primo raggio in preparazione all'accettazione del carico dell'arto controlaterale. Come risultato, la collocazione terminale del vettore si trova tra la prima e la seconda articolazione metatarso-falangea. La libertà del piede di ruotare attorno alle superfici arrotondate metatarsali dipende dall'adeguata mobilità passiva presente a livello delle articolazioni metatarso-falangee e dal controllo dei muscoli flessori. Il corto braccio di leva flessorio dei muscoli flessori lunghi delle dita permette loro di mantenere la forza compressiva necessaria per la stabilità dell'articolazione metatarso-falangea consentendo una progressiva flessione dorsale. Tutto questo determina che il centro di pressione si possa muovere oltre il limite delle teste metatarsali, aumentando la lunghezza del passo.

Capitolo II

SVILUPPO ED IMPLEMENTAZIONE DEL DISEGNO PROTESICO DI CAVIGLIA BOX

REVISIONE DELLA LETTERATURA

Fin dal 1970 i problemi susseguenti all'intervento di artrodesi come soluzione al deterioramento della cartilagine articolare della tibio-tarsica sia di origine degenerativo che infiammatorio, hanno incoraggiato la ricerca per la creazione di un adeguato disegno protesico avente lo scopo di ridurre il dolore, restituire la mobilità e ristabilire la stabilità per questa articolazione ^{[19],[20]}. Infatti l'elevata incidenza della mancata fusione a livello della tibio-tarsica, di alterazioni degenerative secondarie a livello delle articolazioni vicine, di un'elevata incidenza di infezioni post-operatorie e della perdita totale di mobilità conseguenti a questo intervento chirurgico hanno contribuito, nella scorsa decade, ad un notevole e rinnovato interesse verso l'artroplastica totale di caviglia. Da quando Bucholz nel 1970 progettò ad Amburgo il primo modello di protesi per l'articolazione tibio-tarsica, parecchi altri disegni protesici sono stati ideati nel corso degli anni in diversi istituti in Europa e negli Stati Uniti. Le protesi di tibiotarsica possono essere classificate in 2 grandi categorie: a 2 componenti e a 3 componenti.

I primi disegni di protesi di tibiotarsica erano volti a ripristinare le funzioni fisiologiche dell'articolazione

attraverso l'utilizzo di due componenti da impiantare sulle due superfici ossee, di tibia ed astragalo.

A loro volta le protesi possono essere ulteriormente suddivise in vincolate^[21-29], non vincolate^[30-41] e semi-vincolate^[42-56].

Questi disegni hanno utilizzato sia *superfici congruenti* che *superfici incongruenti*, in accordo o meno con la forma delle due superfici articolari. Le prime, al contrario delle seconde, pur dando maggiori garanzie riguardo al rischio di usura, grazie ad una migliore distribuzione delle pressioni sulle superfici, non riuscivano tuttavia a ristabilire la naturale rotazione articolare sui tre piani.

Per le protesi non vincolate con superfici *non congruenti* si sono avuti risultati leggermente migliori ma, a causa della loro ridotta resistenza all'usura e alla loro ridotta stabilità, non tali da fornire indicazioni molto confortanti sulla sostituzione protesica dell'articolazione tibio-tarsica.

Per quanto riguarda le protesi vincolate il limite di movimento è nel piano sagittale e queste protesi sono tipicamente di forma sferica, sferoidale, conica o cilindrica.

Sia per quanto riguarda le protesi vincolate, sia per quanto concerne quelle non vincolate, nei primi tempi si è utilizzato il cemento per la fissazione dell'impianto con l'osso. Considerando i diversi modelli protesici i maggiori fallimenti si sono riscontrati proprio nelle protesi vincolate.

I vantaggi delle protesi vincolate sono rappresentati da una grande stabilità, dalla diminuzione o dalla completa eliminazione dell'impingement tra i malleoli e l'astragalo e dalla ridotta usura dell'impianto dovuta alla larghezza delle superfici di contatto. Un notevole svantaggio di questi modelli, oltre alla ridotta motilità, è rappresentato da un elevato momento di forza nell' interfaccia osso-protesi.

Durante la deambulazione il piede si muove nei piani sagittale, frontale e trasverso. In conseguenza di ciò il momento di forza è tutto concentrato nell'interfaccia osso-protesi. Tutto ciò può dar luogo ad una mobilitazione asettica delle componenti proteiche attaccate all'osso.

PROTESI DI CAVIGLIA BOX

INTRODUZIONE

Nonostante gli incoraggianti risultati evidenziati dagli studi più recenti, l'artroplastica totale di caviglia non ha ancora avuto lo stesso successo dell'artroplastica totale di anca e di ginocchio. Affinché possa essere considerata un'efficace alternativa all'artrodesi della tibio-tarsica è necessario che sia recuperato un range di movimento apprezzabile.

Gli insuccessi che hanno caratterizzato nel corso degli anni questo modello protesico sono stati correlati con la scarsa conoscenza delle strutture che guidano i movimenti di questa articolazione. In passato infatti, a fronte di una grande attenzione rivolta verso la geometria delle componenti protesiche in relazione alle caratteristiche morfologiche delle superfici articolari intatte, studi molto più limitati sono stati rivolti verso il ripristino del ruolo dei legamenti e delle superfici articolari, tra loro complementari. Per molto tempo è stata infatti sottovalutata l'importanza che rivestono tutte le strutture, sia quelle legamentose sia quelle ossee, nel controllare e nel limitare la motilità dell'articolazione tibio-tarsica. Numerosi esperimenti hanno infatti descritto tutti i movimenti,

praticamente in assenza di carico, sia a livello della caviglia sia a livello dell'articolazione subtalare: nella caviglia sana le superfici articolari ed i legamenti si muovono in maniera complementare per consentire all'articolazione tibio-tarsica di effettuare movimenti su diversi piani. In linea con i più recenti disegni protesici Leardini, Giannini e coll.^[57] hanno creato una nuova protesi totale di caviglia compatibile sia con la mobilità fisiologica che con il ruolo rivestito dai legamenti.

Nel complesso i disegni protesici per le articolazioni umane devono rispondere a diverse richieste: rispettare le caratteristiche anatomiche e funzionali dell'articolazione, devono essere costituiti da materiali sufficientemente resistenti e devono soddisfare le esigenze chirurgiche e cliniche. Per quanto riguarda l'artroplastica totale di tibio-tarsica esistono inoltre altre richieste che devono essere soddisfatte: devono essere recuperati la motilità fisiologica; deve essere garantita una soddisfacente prevenzione degli infortuni, particolarmente quelli in inversione ed in eversione, deve essere prevenuto il crollo della componente talare grazie ad una minima resezione dell'astragalo e deve essere possibile la fattibilità dell'impianto per via delle ridotte dimensioni dell'articolazione. Dato che spesso, prima dell'intervento chirurgico, l'articolazione subtalare è danneggiata, la sua motilità potrebbe essere vicariata nella caviglia protesizzata permettendo, in particolare, alcune fisiologiche rotazioni al complesso della caviglia nei piani trasverso (ab-adduzione) e frontale (inversione ed eversione).

Come per gli altri disegni protesici anche per la tibio-tarsica deve essere individuato il giusto compromesso fra mobilità e congruenza. I disegni non vincolati e semi-

vincolati consentono una sufficiente mobilità ma forniscono un contatto protesi - osso non congruente, provocando, per questa ragione, un'elevata tensione sulle superfici di contatto ed un rischio di usura molto elevato. Per contro i disegni vincolati forniscono un'ampia superficie di contatto con ridotte tensioni ma trasmettono all'articolazione delle forze indesiderate che possono sovraccaricare il sistema di fissazione a livello dell'interfaccia protesi-osso.

L'inserimento di un menisco mobile è stato adottato in alcuni disegni protesici per consentire una completa congruenza ed una minima restrizione del ROM, aumentando però il rischio di una sublussazione e/o di una dislocazione.

CARATTERISTICHE DELL'IMPIANTO

Il disegno protesico BOX (Fig5) è composto da 3 componenti: una componente tibiale, una componente meniscale mobile e una componente astragalica. L'interfaccia fra le componenti tibiale ed astragalica è un'articolazione sferica che permette la rotazione attorno a tutti e 3 gli assi di movimento. La superficie articolare della componente tibiale è rappresentata da un segmento convesso di una sfera che ha il medesimo raggio di curvatura per l'arco sul piano sagittale e per quello sul piano frontale. La superficie superiore della componente astragalica presenta un arco circolare convesso sul piano sagittale, disegnato per essere compatibile con l'isometria dei legamenti; osservando questa componente sul piano frontale è visibile un solco concavo sulla sua superficie (Fig6). La componente meniscale presenta superfici concave sia superiormente che inferiormente

combacianti alla perfezione con le superfici tibiale e astraglica corrispondenti.

La componente tibiale ha una superficie inferiore modellata come un segmento sferico convesso il cui centro si trova appena davanti alla linea mediana della superficie tibiale preparata al momento dell'applicazione della protesi. Il fissaggio della componente tibiale è garantito da 2 barre cilindriche parallele che decorrono antero-posteriormente sulla superficie piatta superiore di quest'ultima.

La superficie talare che si articola con il menisco è forgiata a sella. E' una superficie di rivoluzione, generata ruotando una curva concava su un asse fisso medio - laterale. Il raggio di questo arco sul piano sagittale è, comunque, differente da quello della componente tibiale ed è calcolato per essere compatibile con la rotazione isometrica dei legamenti che guidano il movimento della tibio-tarsica.

Quando la protesi si trova in posizione neutra, l'arco sagittale è leggermente più lungo posteriormente perché il movimento ipotizzabile in plantar-flessione è più ampio di quello in dorsi-flessione. Similmente ad altri modelli protesici, la componente talare è più stretta posteriormente che anteriormente per ricreare l'anatomia naturale dell'astragalo e diminuire il rischio di impingement della componente posteriormente.

La superficie talare si trova su una superficie orizzontale piatta centralmente e su 2 smussature, un'anteriore ed una posteriore, create sulla volta talare preparata. Sulla superficie inferiore della componente astraglica si trovano 2 piccoli perni utilizzati per l'ancoraggio all'osso, uno a livello del passaggio collo-corpo anteriormente, posizionato più verso destra, e uno sulla superficie centrale, spostato a

sinistra. Entrambi i perni sono orientati posteriormente per facilitare l'impianto della componente. Le superfici articolari della tibia e dell'astragalo devono essere altamente levigate al momento dell'impianto. Per facilitare la fissazione a livello dell'interfaccia osso-protesi viene applicato sulle componenti un rivestimento permeabile poroso di idrossiapatite (porous-coated) che favorisce la ricrescita ossea e garantisce la fissazione biologica dell'impianto.

Il supporto meniscale in polietilene è disegnato per avere le superfici concave, sia superiore che inferiore, sempre completamente congruenti con le rispettive componenti protesiche tibiale e astraglica indipendentemente dalla posizione dell'articolazione tibio-tarsica. E' leggermente più lunga posteriormente, soprattutto la superficie superiore, il che la rende asimmetrica nel rispetto del piano medio-frontale. Dato che i supporti meniscali completamente congruenti hanno presentato un tasso d'usura molto basso quando sono stati utilizzati nell'artroplastica di ginocchio, non è necessario impiantare a livello della caviglia un menisco di polietilene spesso; lo spessore relativamente esiguo della protesi consente una rimozione di tessuto osseo molto limitata. Lo spessore della parte centrale della componente varia da 5 a 8 mm.

Le 3 componenti sono disponibili in 3 misure differenti; queste diverse misure sono state ottenute attraverso la misurazione di radiografie laterali di controlli e su precedenti relazioni riguardanti la conformazione morfologica dei legamenti talo-crurali e sulle protesi correnti disponibili. Le forme delle 3 componenti permettono un movimento relativo senza incontrare

opposizione attraverso lo scivolamento vicendevole senza separazione o compenetrazione mentre le fibre legamentose isometriche ruotano attorno alle loro origini ed inserzioni senza stirarsi o allentarsi. In particolare, per effettuare i necessari movimenti di scivolamento e rotazione, guidati dai legamenti isometrici della caviglia, l'elemento meniscale portante scivola indietro sulla componente tibiale durante la flessione plantare e scivola in avanti durante la flessione dorsale. La natura complementare delle superfici ingranate delle componenti è tale che in tutte le posizioni viene raggiunta un' ampia area di contatto. Per la prima volta nell'artroplastica di tibio-tarsica il modello multiassiale di movimento è replicato senza che si verifichino significative distorsioni del naturale meccanismo di controllo e della stabilità mentre, nello stesso tempo, ampie aree di contatto vengono mantenute durante tutto il range di movimento. A causa della forma convessa della componente tibiale e a causa della necessaria compatibilità tra le superfici articolari e le rotazioni delle fibre dei legamenti, questo movimento naturale viene ottenuto grazie ad un raggio di curvatura della componente talare significativamente diverso rispetto a quello della conformazione anatomica naturale e, quindi, rispetto a quello di tutti gli attuali disegni di menischi. La forma convessa della componente tibiale migliora il livello di intrappolamento antero-posteriore del menisco portante biconcavo. L'intrappolamento medio-laterale del menisco è garantito anche dal solco che ruota sulla cupola della componente tarsica evitando le interfacce affilate e limitanti; questo era già stato fatto in alcuni dei precedenti disegni per prevenire la dislocazione e la separazione.

Capitolo III

MATERIALI E METODI

Dal Luglio 2003 a Dicembre 2008, sono stati eseguiti in 9 centri in Italia 250 impianti protesici BOX. Presso gli Istituti Ortopedici Rizzoli, sotto la direzione del prof. S. Giannini, sono stati eseguiti 126 interventi di sostituzione protesica della tibio-tarsica per l'applicazione di questo nuovo modello protesico. In questa tesi sono stati valutati i primi 75 impianti con un follow-up minimo di almeno 6 mesi. I pazienti sono 48 di sesso femminile e 27 di sesso maschile, l'età media è di 62,6 anni (22-80). L'eziologia è stata 80,4% dei casi di artrosi post-traumatica, nel 11,4% dei casi di artrosi primitiva, nel 6,3% dei di artrite reumatoide e nel restante 1,9% altre artriti (1 caso di ocronosi e 1 di artrite psoriasica). Il follow-up medio è di 20,2 mesi.

TECNICA D'IMPIANTO

Le tre componenti della protesi, per poter lavorare correttamente una volta inserite, devono essere impiantate con la massima precisione, nel rispetto della geometria dei legamenti. In particolare, affinché il supporto meniscale possa scorrere senza problemi su entrambe le superfici, è necessario che uno spazio vuoto costante sia mantenuto tra le componenti tibiale e talare durante il movimento.

Il paziente viene sottoposto ad anestesia (spinale o generale a seconda delle sue richieste) e viene fatto giacere supino sul letto operatorio. Dopo l'applicazione del tourniquet alla radice dell'arto interessato viene eseguito un

accesso antero-laterale longitudinale a livello della tibio-tarsica. Viene raggiunto il piano osseo dopo aver divaricato medialmente l' estensore comune delle dita, l'estensore proprio dell'alluce, il tibiale anteriore e lateralmente il peroneo terzo, per poi eseguire la capsulotomia. Si scheletrizza l'articolazione e, dopo aver asportato gli osteofiti anteriori eventualmente presenti, si posiziona la guida di taglio extramidollare fissata prossimalmente con una molla alla gamba a livello della tuberosità tibiale e distalmente con tre pin. Si posiziona la guida di taglio talare che presenta una lingua metallica da inserire nell'articolazione in modo tale da eseguire un taglio talare di soli 3 mm. Si rimuove la guida di taglio talare e si inserisce quella tibiale selezionando la misura adeguata (small, medium, large), posizionandola correttamente in medio-laterale e si colloca il tensionatore di 5 mm. A questo punto grazie ad un apposito strumento si ricerca il corretto tensionamento legamentoso. Se la resezione ossea è sufficiente si eseguono i tagli talari; in caso contrario si ripete l'operazione con un diverso tensionatore che può essere di 6,7,8 mm come le componenti meniscali. Una volta selezionata la componente viene bloccato il meccanismo tensionatore e si eseguono i tagli tibiali superiore e laterale ed i fori per l'alloggiamento delle barre di fissazione tibiale. A questo punto si rimuovono la guida di taglio e l'osso tibiale resecato e si passa alla preparazione definitiva per l'alloggiamento della componente talare. La posizione antero-posteriore più appropriata per la componente astragalica viene determinata utilizzando uno spaziatore talare (che può essere delle dimensioni meniscali). Per poter stabilire la corretta posizione dell' impianto della componente astragalica

viene, di volta in volta, misurato lo spazio fra la superficie piatta tibiale e l'apice della cupola astragalica in massima flessione plantare ed in massima flessione dorsale. Si fissa così la guida di taglio talare con due pin e si eseguono la resezione posteriore ed i fori per i due perni. Una volta terminata la preparazione ossea si passa all'impianto di componenti di prova per verificare il corretto posizionamento dell'impianto e lo spessore definitivo della componente meniscale. Si passa poi all'impianto definitivo delle componenti tibiale ed il supporto meniscale più appropriato può essere inserito fra di esse.

Terminato l'impianto protesico occorre verificare l'eventualità di eseguire interventi chirurgici accessori volti a migliorare la mobilità e la stabilità come l'allungamento percutaneo del tendine d'Achille, la ricostruzione legamentosa, la riduzione della diastasi tibio-peroneale distale, la correzione di deformità del piede come il cavismo, la pronazione e le deformità metatarsali.

Il trattamento post-operatorio consiste, nel caso in cui non siano stati eseguiti interventi chirurgici accessori, in uno stivaletto gessato per 2 settimane senza carico. Alla rimozione dello stivaletto gessato si posiziona un tutore rigido che il paziente può rimuovere per eseguire mobilizzazioni attive e passive della tibio-tarsica. Dopo 4 settimane dall'intervento il paziente può iniziare a caricare parzialmente indossando il tutore per 2 settimane successivamente può caricare totalmente. A 2 mesi di distanza dall'intervento il paziente può iniziare a caricare senza tutore.

VALUTAZIONE CLINICA E RADIOGRAFICA

Tutti i pazienti sono stati sottoposti ad una valutazione clinica e radiografica pre-operatoriamente, a 3, 6 e 12 mesi di f.u. e ogni anno successivo.

Per la valutazione clinica sono state utilizzate le schede di valutazione dell'AOFAS ankle and hindfoot che prende in esame la sintomatologia dolorosa, la funzione della tibiotarsica durante le normali attività quotidiane e la stabilità.

Per la valutazione radiografica sono state eseguite radiografie sotto carico standard (2 proiezioni) e dinamiche in massima plantarflessione e dorsiflessione per valutare la motilità dell'articolazione protesizzata (Fig7).

Nei vari follow-up è stato possibile paragonare le varie radiografie con quelle dei controlli precedenti per ricercate eventuali radiolucenze, e sono stati valutati gli angoli di posizionamento delle componenti per valutare eventuali affondamenti o mobilizzazioni (Fig8).

E' stato eseguito inoltre uno studio radiografico di valutazione del movimento del menisco mobile grazie alla presenza all'interno del polietilene di 3 markers radiopachi. Attraverso l'analisi fluoroscopica è stato inoltre possibile valutare la reale entità del movimento delle componenti proteiche fra loro.

ANALISI DEL CAMMINO

Presso il Laboratorio di Analisi del Movimento degli Istituti Ortopedici Rizzoli, abbiamo poi cercato di integrare i risultati clinici e radiografici con quelli ottenuti grazie all'analisi del cammino. Un'analisi quantitativa sulla funzionalità della caviglia attraverso l'osservazione delle attività quotidianamente svolte dal paziente dopo

l'artroplastica totale di tibio-tarsica ci può rivelare la reale efficacia delle performance di questo innovativo disegno protesico..

Tra i pazienti operati di protesi BOX 10 (8 di sesso maschile e 2 di sesso femminile), di età media pari a 57,4 anni (range 45-72), sono stati analizzati presso il Laboratorio di Analisi del Movimento sia nel pre-operatorio sia ad un follow-up medio di 6 e 12 mesi. Di questi pazienti, 9 sono stati sottoposti ad intervento di artroplastica di tibio-tarsica per osteoartrosi post-traumatica e 1 per osteoartrosi psoriasica.

La strumentazione occorrente alla Gait Analysis si compone classicamente di un sistema stereofotogrammetrico di acquisizione del movimento, di due pedane di forza (2 Kistler forceplates; Kistler Instruments) che registrano le forze di reazione scambiate tra i piedi e il terreno e di un sistema elettromiografico (8 channel Telemg; BTS, Milan) che registra l'attività muscolare. Il sistema di acquisizione del moto si basa su una tecnologia optoelettronica passiva: 8 telecamere a luce infrarossa (Vicon Motion Capture, Oxford) registrano le traiettorie di markers riflettenti incollati sulla cute del soggetto (CAST protocol for kinematics and kinetics), ricostruendone le evoluzioni in uno spazio tridimensionale virtuale. Quindi, attraverso una procedura semiautomatica di labelling dei markers, si ottiene in ambiente virtuale un playback della camminata (di un modello stilizzato) del paziente. Queste ricostruzioni consentono di calcolare esattamente i range e le cinematiche articolari alle varie articolazioni. Unendo questi dati a quelli propri della dinamica ottenuti dalle 2 pedane di forza si stimano tutti i parametri cinematici e dinamici caratteristici della gait

analysis. Dopo aver provveduto a misurare il peso e l'altezza del paziente, vengono posizionati i vari markers a livello di punti di repere anatomici secondo un protocollo sperimentale prestabilito studiato da Leardini e coll. nel 2005^[58].

Contemporaneamente alla gait analysis viene eseguita l'elettromiografia di superficie (**sEmg**) che rappresenta un mezzo di indagine indolore della funzione muscolare: gli elettrodi di superficie registrano l'attività elettrica delle fibre muscolari fornendo così preziose informazioni sul grado e sul modo di contrazione. Il sistema utilizzato è stato il Telemg, il segnale è stato acquisito a 500 Hz e filtrato in una banda di frequenza 20-400. Il segnale elettromiografico è stato inoltre automaticamente elaborato per l'identificazione degli intervalli di attivazione. Sia nel pre-operatorio che nel post-operatorio, grazie a quest'esame, viene studiata, bilateralmente, l'attività muscolare di Bicipite femorale, Retto femorale, Gemello mediale e Tibiale anteriore.

Capitolo IV

RISULTATI

TECNICA CHIRURGICA

La durata media degli interventi di protesi di tibio-tarsica BOX è stata di 1 ora e 3 minuti. In alcuni pazienti, durante l'intervento chirurgico per l'impianto della protesi, è stato necessario eseguire degli interventi accessori come l'allungamento percutaneo del tendine d'Achille (nel 45% dei casi), l'osteotomia del 1° metatarsale (in 4 casi), l'inserimento di una vite sindesmosica (in 3 casi). Gli interventi accessori sono stati più frequenti nei pazienti con artrosi post-traumatica legati sicuramente alla maggior rigidità e alla presenza di deformità importanti. In nessun caso si sono verificate complicanze intra-operatorie ed in nessun caso si è verificata la deiscenza della ferita così come neppure si sia verificata alcuna complicanza precoce. 1 paziente è deceduto ad 1 anno dall'impianto per problemi internistici non correlati con l'intervento protesico.

RISULTATI CLINICI E RADIOGRAFICI

I risultati clinici, valutati tramite la scheda AOFAS ha evidenziato ai vari follow-up un incremento significativo del punteggio per tutti i pazienti (Fig9). L'AOFAS è passato da un punteggio medio di 36,3 nel pre-operatorio ad un punteggio di 74,6 al primo follow-up, seguito da 78,6 al secondo e 76,4 al terzo e 79 al quarto. Dai quesiti clinici abbiamo notato come tutti i pazienti avessero abbandonato nel post-operatorio l'utilizzo di un sostegno, il dolore fosse pressoché scomparso e la funzionalità notevolmente

migliorata. Inoltre abbiamo potuto apprezzare una maggior capacità di salire sulle punte rispetto al pre-operatorio e la possibilità di deambulare anche su terreni declivi.

I risultati radiografici hanno evidenziato un'ottima stabilità degli impianti verificata dall'assenza di variazioni nelle angolazioni alfa, beta e gamma nelle radiografie di controllo. Inoltre tutti gli impianti presentano un'ottima osteointegrazione senza segni di radiolucenze evolutive.

Per quanto riguarda invece la motilità misurata sulle radiografie eseguite sottocarico in massima plantarflessione e dorsiflessione la media è risultata essere per la plantarflessione 20,4° gradi di movimento mentre per la plantar flessione di 12,4° gradi. Dall'esame fluoroscopica abbiamo evidenziato un movimento del menisco mobile compreso fra 2 e 11 mm.

1 solo impianto è stato rimosso a causa di un'infezione subentrata in seguito a una frattura di tibia distale causata da un trauma ad alta energia 1 anno dopo l'intervento di artroprotesi di caviglia. Non è stata eseguita nessuna revisione delle componenti mentre in 3 casi si è reintervenuti per eseguire un'artrolisi mediale.

RISULTATI ANALISI DEL CAMMINO

Nel pre-operatorio, rispetto ai controlli, nei 10 pazienti che hanno eseguito l'analisi del cammino abbiamo evidenziato una fase di appoggio del singolo piede e una di doppio appoggio più estesa, una velocità ed una cadenza più ridotta ed una lunghezza del passo accorciata.

Nel post-operatorio è importante notare come la fase di doppio appoggio migliori notevolmente avvicinandosi ai valori normali, il che conferma una miglior stabilità posturale del paziente dopo l'intervento. La fase

d'appoggio, pur migliorando leggermente, risulta ancora di una durata maggiore rispetto alla normale. Ci sono piccoli miglioramenti anche della cadenza, della lunghezza del passo e della velocità (che comunque rimangono inferiori ai controlli). Possiamo osservare inoltre una normalizzazione del massimo momento dorsi-flessorio che ci indica un buon recupero della capacità di spinta, un buon rotolamento del piede durante il ciclo del passo ed una recuperata forza del polpaccio. Il massimo momento d'eversione è basso sia nel pre-operatorio che nel post-operatorio per la rigidità di movimento dell'articolazione sotto-astraglica. Tutti i valori di dorsiflessione e di plantarflexione migliorano durante il ciclo del passo (Fig10).

Per quanto riguarda la cinematica dei pazienti protesizzati non abbiamo potuto osservare anomalie rilevanti nella cinematica dell'anca. Nella fase di risposta al carico si può notare un aumento della flessione del ginocchio. Si possono apprezzare inoltre un miglioramento della dorsi-flessione e della plantar-flessione nonostante continuino a persistere un ridotto R.O.M. ed una leggera plantar-flessione nel momento in cui il tallone appoggia. E' presente anche un fisiologico aumento del momento dorsiflessorio nel postoperatorio indice di un'aumentata abilità nella fase di spinta durante il ciclo del passo (Fig11, 12). Non abbiamo individuato evidenti anomalie né nel pre-operatorio né nel post-operatorio per quanto riguarda le forze di reazioni al suolo.

All'elettromiografia dinamica invece nel pre-operatorio era evidente una prematura attivazione del gastrocnemio ed una sua prolungata attività in attivazione durante tutte le fasi di appoggi, probabilmente di significato antalgico.

Nel post-operatorio il gastrocnemio, di entrambe le gambe, non si attiva più prematuramente e possiamo apprezzare come, rispetto a prima dell'intervento, ci sia una normalizzazione dell'attività del tibiale anteriore durante la fase d'appoggio (Fig13).

Capitolo V

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il disegno di una protesi totale di tibio-tarsica rappresenta un delicato equilibrio fra diversi parametri contrastanti. L'innovativo disegno protesico BOX qui valutato si prefigge di riprodurre le forme delle superfici articolari della caviglia compatibilmente con la rotazione isometrica delle fibre legamentose; il menisco mobile inserito tra le componenti protesiche tibiale e talare permette il movimento della caviglia protesizzata sui tre piani mantenendo sempre una notevole superficie di contatto sia superiormente tra il menisco e la componente tibiale sia inferiormente tra il menisco e la componente talare.

La protesi di tibio-tarsica BOX è stata disegnata nel pieno rispetto delle componenti legamentose e muscolari che circondano l'articolazione; infatti, a differenza dei disegni protesici realizzati in passato, nel progettare questa protesi, è stata data molta importanza al ruolo svolto dai legamenti e dai muscoli nella mobilità e nella stabilità dell'articolazione tibio-tarsica.

Il presente studio ci ha permesso di osservare la presenza di buoni risultati clinici, con un incrementato significativo rispetto al pre-operatorio. Anche i risultati radiografici sono stati molto soddisfacenti con le componenti tibiale e talare perfettamente in sede e con un'ottima motilità sottocarico.

Infine l'analisi del cammino ci ha permesso di fare alcune considerazioni sull'esito funzionale di questo tipo di

artroplastica. I risultati ottenuti sono stati paragonati con i controlli e con i risultati presenti in letteratura.

La valutazione funzionale, in associazione alla valutazione clinica, ha permesso di quantificare le alterazioni della biomeccanica del passo sia a livello dell'articolazione operata che dei compensi sovra e sottosegmentari. Le principali caratteristiche riscontrate durante il cammino dei pazienti protesizzati rispetto al pre-operatorio sono state una riduzione della velocità di progressione, una diminuzione della fase di doppio appoggio, un aumento del R.O.M. e un incremento della capacità di salire sulle punte dei piedi, il che permette loro, nonostante abbiano ancora il tricipite surale ipotrofico ed ipostenico, una buona capacità di spinta durante il ciclo del passo. Infine l'analisi delle curve relative alla cinematica del complesso caviglia-piede evidenzia un miglioramento della dorsiflessione e della plantar-flessione.

Alla luce dei risultati ottenuti possiamo affermare che questo innovativo modello protesico di tibio-tarsica presenta numerosi vantaggi clinici rappresentati dalla replicazione del cinematisma multiassiale originale dell'articolazione naturale, in particolare il centro di rotazione non è fisso ma si muove favorendo la meccanica della articolazione con il recupero della mobilità ed anche della stabilità naturale. Inoltre grazie alla conformità delle superfici articolari è mantenuta una distribuzione uniforme della pressione su tutte le superfici riducendo il rischio di sovraccarichi. Un altro importante vantaggio di questo modello protesico è rappresentato da un fattore di usura annua estremamente ridotto, tale da ridurre al minimo la sezione ossea da rimuovere. La forma convessa della componente tibiale poi migliora il livello di

intrappolamento antero-posteriore della componente meniscale mobile il cui intrappolamento medio-laterale è assicurato invece dal solco sulla cupola della componente talare. Un altro importante vantaggio è legato alla possibilità che offre questa protesi di ruotare anche intorno ad un asse antero-posteriore, importante per il movimento tipico della sottoastraglica quando questa è danneggiata.

Il presente studio ha dimostrato che nei casi analizzati l'intervento di protesi di tibiotarsica con il modello BOX ha dato buoni risultati sia clinici che radiografici e funzionali anche se risulta indispensabile una rivalutazione degli stessi a follow-up più lunghi.

Capitolo VI

ICONOGRAFIA

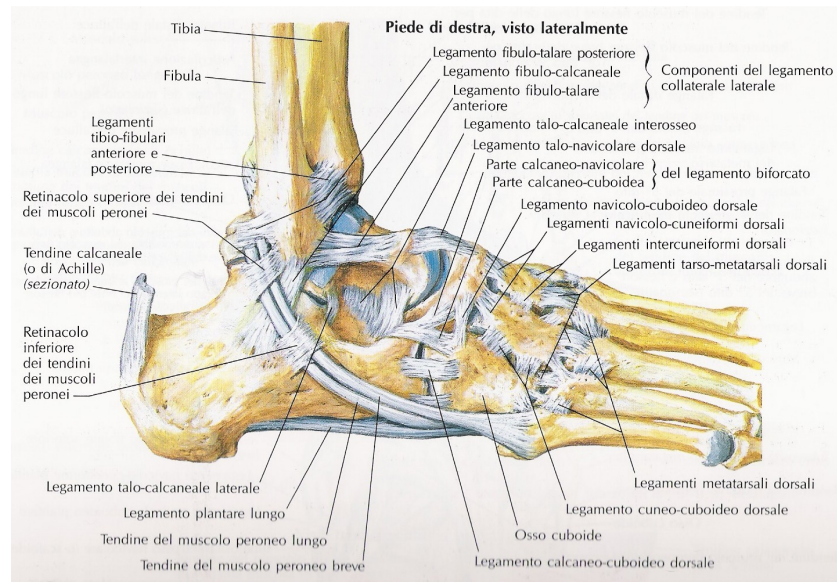


Fig1: Articolazione tibio-tarsica e legamenti del piede destro visti lateralmente

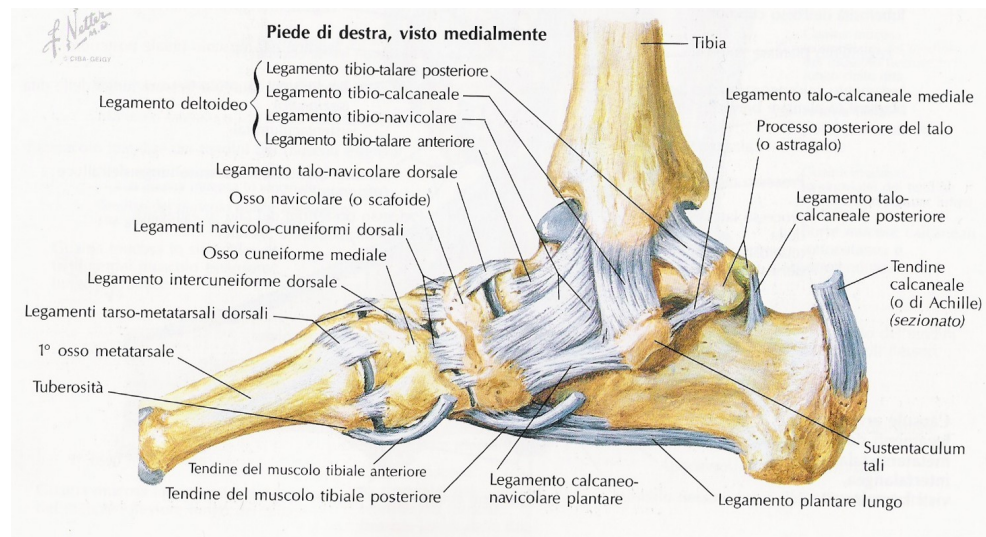


Fig2: Articolazione tibio-tarsica e legamenti del piede destro visti medialmente

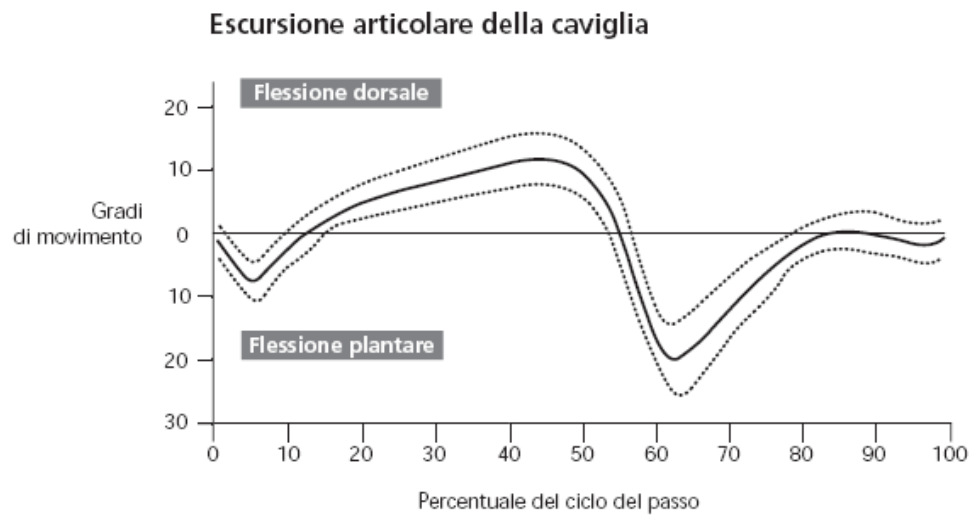


Fig3: Escursione articolare della tibio-tarsica durante il ciclo del passo

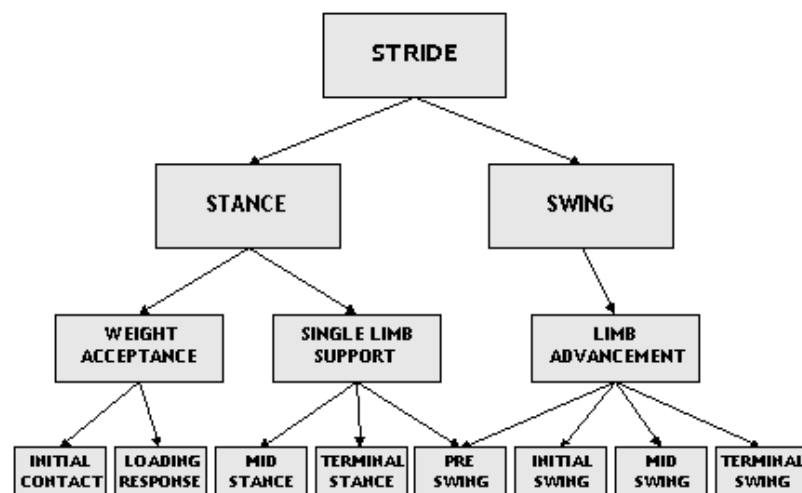


Fig4: Schema del passo



Fig5: Protesi BOX

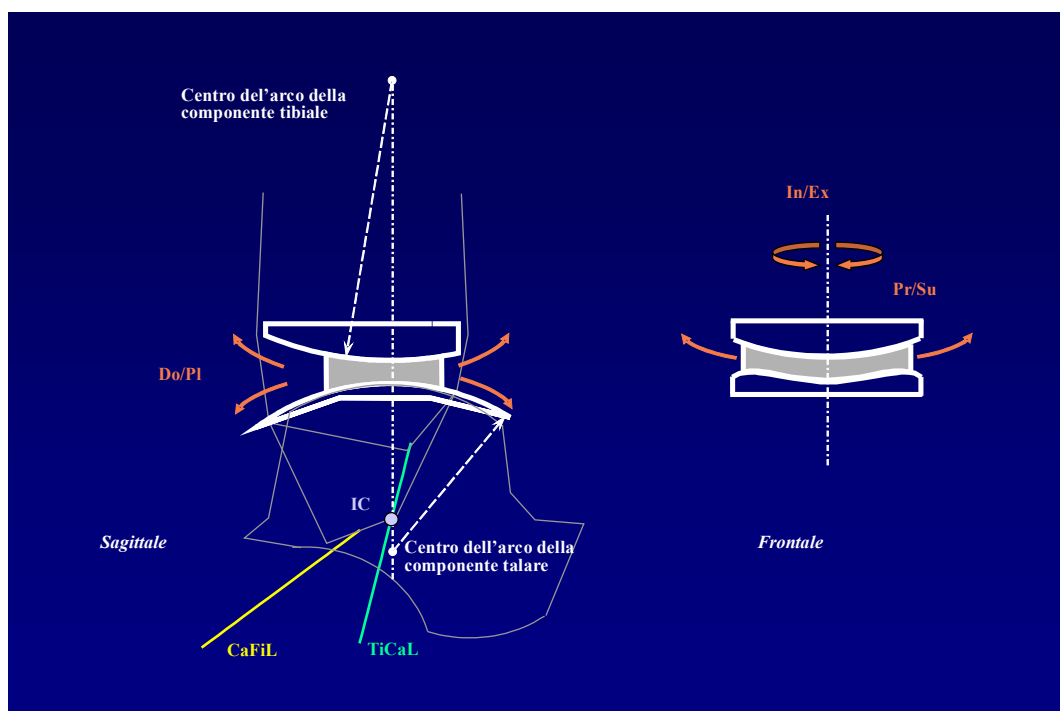


Fig6: Disegno tridimensionale schematizzato della Protesi BOX



Fig7: Radiografie in proiezione laterale sotto carico in massima plantar flessione e dorsiflessione

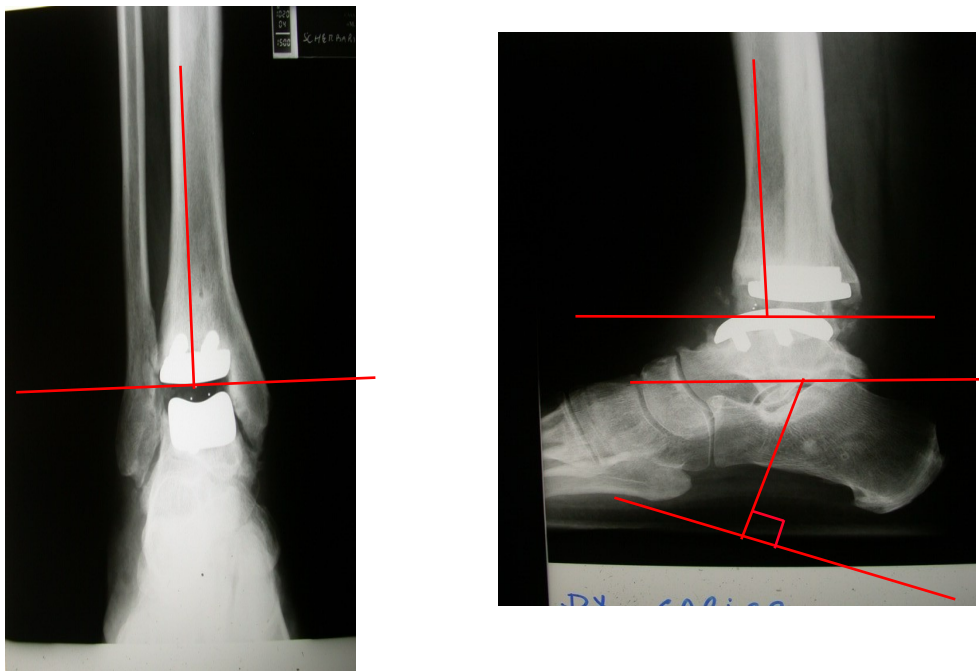


Fig8: Radiografie per la valutazione angoli di posizionamento delle componenti. **Angolo alfa**: si valuta

dopo aver mandato una linea che congiunge il margine anteriore e quello posteriore della componente talare della protesi e la perpendicolare dalla base del calcagno. Se l'angolo alfa diventa positivo significa che è avvenuta un'inclinazione anteriore; viceversa se diventa negativo significa che si è verificata un'inclinazione posteriore. **Angolo beta:** esso si ricava dall'intersezione tra la linea che passa alla base della componente tibiale e l'asse medio-diafisario. **Angolo gamma:** si ricava dall'intersezione fra la linea media-diafisaria e la linea che passa attraverso la componente tibiale. Tale angolo, valutato sulle radiografie in antero-posteriore, permette di valutare gli spostamenti in varismo (se l'angolo è positivo) o in valgismo (se l'angolo è negativo).

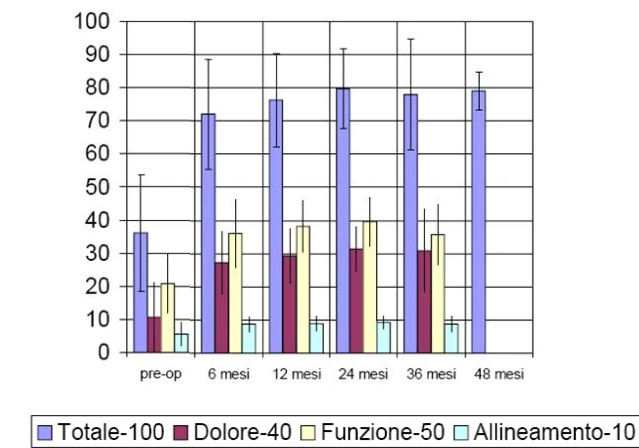


Fig9: AOFAS score ai vari follow-up

SPATIO-TEMPORAL PARAMETERS												
Parameter	Control (n.20)		Pre-op (n.10)		Post-op 6 months (n.10)		Pre-op vs Post-op 6 months		Post-op 12 months (n.10)		Pre-op vs Post-op 12 months	
	Mean	SD	Mean	SD	Media	SD	Paired t-test	Wilcoxon test	Mean	SD	Paired t-test	Wilcoxon test
Stance (% ciclo)	60.31	1.70	61.17	3.15	61.32	2.03	0.78		61.48	2.05	0.60	
Stride length (cm)	141.17	8.68	112.70	22.21	118.21	11.07		0.18	119.03	7.96		0.23
Stride length (% height)	81.90	5.68	64.08	17.69	69.66	6.77		0.12	69.71	5.17		0.17
Cycle time (s)	1.11	0.08	1.34	0.19	1.22	0.16		0.000	1.21	0.17		0.000
Cadence (str/min)	54.34	3.90	45.43	5.51	50.19	6.97	0.000		50.42	7.53	0.000	
Speed (cm/s)	127.80	11.24	86.63	22.25	98.70	14.19		0.008	100.08	13.31		0.007

Fig10: Importanti miglioramenti in tutti i parametri spazio-temporali

ANKLE KINEMATICS – SAGITTAL PLANE												
PARAMETERS (deg)	Control group (n.20)		Pre-op (n.10)		Post-op 6 months (n.10)		Pre-op vs Post-op 6 months		Post-op 12 months (n.10)		Pre-op vs Post-op 12 months	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Paired t-test	Wilcoxon test	Mean	SD	Paired t-test	Wilcoxon test
Flex at initial contact	2.56	4.17	-3.68	6.74	-1.78	3.59		0.13	-1.91	3.72		0.09
Max plantar-flex at loading response	-2.64	3.92	-5.48	7.38	-4.55	3.98		0.45	-4.41	4.04		0.55
Max dorsiflex in stance	15.89	4.15	3.03	8.07	5.22	5.28	0.15		6.31	4.81		0.01
Plantar-flex at toe off	-10.44	5.37	-6.60	7.28	-6.08	4.79		0.76	-5.93	4.59		0.84
Max plantar-flex in swing	-13.37	6.02	-7.38	6.93	-7.06	4.87	0.83		-6.97	4.31	0.86	
ROM – sagittal plane	29.36	5.09	10.78	2.76	12.95	3.40	0.000		13.62	4.18	0.001	

Fig11: Importanti miglioramenti nella cinematica della caviglia sul piano sagittale già a 6 mesi di follow-up

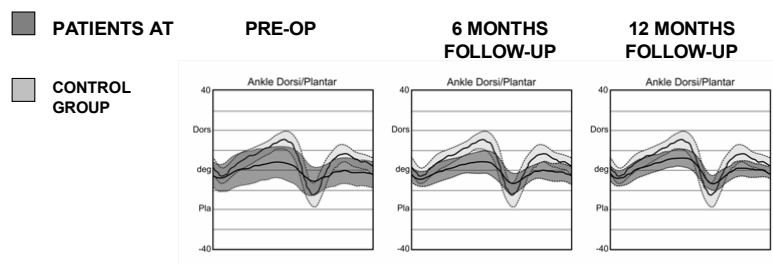


Fig12: Progressivo e significativo incremento del range di movimento

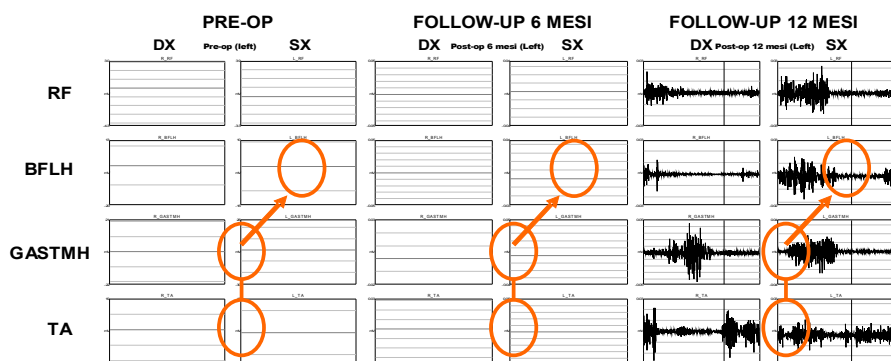


Fig13: Elettromiografia dinamica

BIBLIOGRAFIA

- [1] KITAOKA HB, PATZER GL. *Analysis of clinical grading scales for the foot and ankle*. Foot ankle int. 18(7):443-446 (Jul 1997).
- [2] J.MAZUR, E. SCHWATZ AND S.R.SIMON, *Ankle arthrodesis*, J Bone Joint Surg, 61(7):964-75 (1979).
- [3] S.GIANNINI, F.MALERBA, M.NERI, A.GRANDI. *Fratture della tibio-tarsica*, Aulo Gaggi (1989).
- [4] GRAY, *Anatomia umana*, Vol. 1, Zanichelli (1997).
- [5] AUTORI VARI, *Anatomia umana*, Vol. 1, Edi-Ermes (1993).
- [6] N.BASAGLIA, *Trattato di medicina riabilitativa*, Idelson-Gnocchi (2000).
- [7] J.F.LELIEVRE, *Manuale di chirurgia del piede*, Masson Ed. (1995)
- [8] G.VALOBRA, *Trattato di medicina fisica e riabilitazione*, Utet (1998).
- [9] J.PERRY, *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*, Slack. Cap. 4: 45-48 (1992).
- [10] D.A.KATCHERIAN, *Treatment of ankle arthrosis*, Clin Orthop, pp: 48-57 (1998)
- [11] BAUER G,KINZL L. *Arthrodesis of the ankle joint*. Orthopade 25:158-165. (1996)
- [12] MUIR DC, AMENDOLA A, SALTZMAN CL: *Long-term outcome of ankle arthrodesis*. Foot Ankle Clin 7:703-708 (2002)
- [13] MORREY BF, WIEDEMAN Jr GP: *Complications and long-term results of ankle arthrodesis following trauma*. J Bone Joint Surg 62A: 777-784 (1980)

- [14] SAID E, HUNKA L, SILLER TN: *Where ankle fusion stands today*. J Bone Joint Surg 60B:211-214 (1978)
- [15] COESTER LM, SALTZMAN CL, LEUPOLD J, PONTARELLI W: *Long-term result following ankle arthrodesis for post-traumatic arthritis*. J Bone Joint Surg 83A: 219-228 (2001)
- [16] H.HARRISON, *Principi di medicina interna*, McGraw Hill, Milano, 1999
- [17] M.CAMPANACCI, *Clinica ortopedica*, Patron Editore, Bologna 1989
- [18] D.A.KATCHERIAN, *Treatment of ankle arthrosis*, Clin Orthop, (1998), pp 48-57
- [19] FREEMAN MAR, *Current state of total joint replacement*, Br Med J (1976); 27: 1301-1304
- [20] SCHOLZ KC, *Total ankle replacement arthroplasty*. In: Bateman JE Ed. , Foot Science, Philadelphia: WB Saunders, 106-135 (1976)
- [21] JOHNSON KA. *Ankle replacement arthroplasty*. In: Morrey BF, Eds, Joint Replacement Arthroplasty. New York: Churchill Livingstone, 1173-1182; (1991)
- [22] BAUER G, EBERHARDT O, ROSENBAU D et al. *Total ankle replacement: review and critical analysis of the current status*. Foot Ankle Surg 2: 119-126 (1996).
- [23] SIMON SR, THOMAS W, BUECHEL FF. *Ankle arthroplasty*. In Jahss NH. *Disorders of the foot and ankle*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2667-2687 (1991).
- [24] PAPPAS M, BUECHEL FF, DePALMA AF. *Cylindrical total ankle joint replacement: surgical and biomechanical rationale*. Clin Orthop 118:82-92 (1976).
- [25] WYNN AH, WILDE AH. *Long term follow-up of the Conaxial (Beck-Stefee) total ankle arthroplasty*. Foot Ankle 3:303-306 (1992).

[26] GROTH HE. *Total ankle replacement with the Oregon ankle evaluation of 44 patients followed two to seven years.* Orthop Trans. 7:488-89 (1983)

[27] HAROLD B. KITOAKA, M.D and GARY L. PATZER, R.N., ROCHESTER, MINNESOTA, *Clinical Results of the Mayo Total Ankle Arthroplasty*, J Bone Joint Surg 78:1658-64 (1996).

[28] BOLTON-MAGGS BG, SALDOW RA, FREEMAN MAR: *Total ankle arthroplasty: A long term review of the London Hospital experience.* J Bone Joint Surg 67B:785-790, (1985).

[29] WYNN AH and WILDE AM: *Long term follow-up of the Conaxial (Bedz-Steffee) total ankle arthroplasty.* Foot Ankle 13:303-306; (1992).

[30] DINI AA and BASSETT FH: *Evaluation of the early result of Smith total ankle replacement.* Clin Orthop 146:228-230, (1980).

[31] KIRKUP J. *Richard Smith ankle arthroplasty.* J Royal Soc Med. 78:301-304. (1985).

[32] EVANKI PM and WAUGH TR: *Management of arthrodesis of the ankle: An alternative to arthrodesis.* Clin Orthop 122:110-115, (1977).

[33] NEWTON SE III: *Total ankle arthroplasty: Clinical study of fifty cases.* J Bone Joint Surg 64A:104-111, (1982).

[34] JARI S, WOOD PL. *A comparison of the outcome following two different total ankle replacement system in rheumatoid arthritis.* In: Proceedings of the Annual Congress of the British Orthopaedic Association, Cardiff, UK, (24-26 September 1997).

[35] LACHIEWICZ PF, INGLIS AE, RANAWAT CS. *Total ankle replacement in the rheumatoid arthritis*. J Bone Joint Surg Am; 66A:340-343 (1986).

[36] JENSEN N, KRONER K. *Total ankle joint replacement: a clinical follow up*. Orthopedics 15: 236-239, (1992).

[37] TAKAKURA Y, TANAKA Y, SUGIMOTO K et al. *Ankle Arthroplasty: a comparative study of cemented metal and uncemented ceramic prostheses*. Clin Orthop, 252:209-216,(1990).

[38] BUECHEL FF, PAPPAS MJ, IORIO LJ: *New Jersey low contact stress total ankle replacement: Biomechanical and review of 23 cementless cases*. Foot Ankle 8:279-290, (1988).

[39] BUECHEL FF, PAPPAS MJ, IORIO LJ: *New Jersey low contact stress total ankle replacement: Biomechanical and review of 23 cementless cases*. Foot Ankle 8:279-290, (1988).

[40] KOFOED H: *Scandinavian Total Ankle Replacement (STAR)*. Clin Orthop 424: 73-79 (2004).

[41] TAKAKURA, YOSHINORI MD; TANAKA, YASUHITO MD; KUMAI, TSUKASA MD; SUGIMOTO, KAZUYA MD; OHGUSHI, HAJIME MD: *Ankle Arthroplasty Using Three Generations of Metal and Ceramic Prostheses*. Clin Orthop. (424):130-136, (July 2004).

[42] GIANNINI S. LEARDINI A. AND O'CONNOR J.J. *Total ankle replacement: review of the designs and of the current status*. Foot Ankle Surg 6:77-88 (2000).

[43] KOFOED H, SORENSEN TS, *Ankle arthroplasty for rheumatoid arthritis and osteoarthritis: prospective*

long-term study of cemented replacements. J Bone Joint Surg; 80: 328-332, (1988)

[44] Das AKJR. *Total ankle arthroplasty. A review of 37 cases.* J Ten Med Assoc. 81:682-685, (1988).

[45] NEWTON SE. *An artificial ankle joint.* Clin Orthop; 142: 141-145, (1979).

[46] PYEVICH MT, SALTZMAN CL, CALLAGHAN JJ et al: *Total ankle arthroplasty: A unique design.* J Bone Joint Surg 80A:1410–1420, (1998).

[47] SALTZMAN CL, ALVINE FG: *The Agility total ankle replacement.* Instr Course Lect. 51:129-33, (2002).

[48] KNECHT SI et al. *The Agility total ankle replacement, seven to sixteen-year follow-up.* The journal of bone and joint surgery. 86:1161-71 (2004)

[49] VIENNE, PATRICK MD. *Agility Total Ankle Replacement.* Techniques in Foot & Ankle Surgery. 4(1):62-68, (March 2005).

[50] BUECHEL FF Sr, BUECHEL FF Jr, PAPPAS MJ, *Ten-year Evaluation of Cementless Buechel-Pappas Meniscal Bearing Total Ankle Replacement,* Foot and Ankle International;24(6):462-472 (2003).

[51] SU, EDWIN P MD; KAHN, BARBARA RN; FIGGIE, MARK P MD, *Total Ankle Replacement in Patients with Rheumatoid Arthritis.* Clin Orthop (424):32-38, (July 2004).

[52] WOOD PL, DEAKIN S. *Total ankle replacement. The results in 200 ankles.* [J Bone Joint Surg](#) Apr;85(3):334-41. (2003).

[53] ANDERSON T, MONTGOMERY F, MD, CARLSSON. *Uncemented STAR Total Ankle Prostheses*. J Bone Joint Surg;86:103-111,2004

[54] VALDERRABANO V, MD; HINTERMANN B, MD; DICK W, MD. *Scandinavian Total Ankle Replacement: A 3.7-Year Average Follow-up of 65 Patients*. Clin Orthop. 424: 47-56, 2004.

[55] HINTERMAN, B; VALDERRABANO, V; DEREYMAEKER G; DICK W. *THE HINTEGRA ANKLE: RATIONALE AND SHORT-TERM RESULTS OF 122 CONSECUTIVE ANKLES*. Clin Orthop. (424):57-68, 2004.

[56] VALDERRABANO, V; PAGENSTERT G; HINTERMANN B; *TOTAL ANKLE REPLACEMENT-THREE-COMPONENT PROSTHESIS. Techniques in Foot Ankle Surg*. 4(1):42-54,2005.

[57] LEARDINI A, O'CONNOR JJ, CATANI F AND GIANNINI S. *Mobility of the Human Ankle and the Design of Total Ankle Replacement*. Clin Orthop; 424: 39-46, 2004

[58] LEARDINI A, ZAWACHA Z, PAOLINI G, NATIVO R, BENEDETTI MG. *A new anatomical based protocol for gait analysis in children*. HUMAN MOVEMENT SCIENCE (Sept. 2005; submitted)

[59] KNOTT & VOSS. *Facilitazione neuromuscolare propriocettiva- Schemi e tecniche*; Piccin editore Padova; pag. 62-84 (1977)

[60] SASTRE FERNANDEZ S, *Fisioterapia del piede, Podologia fisica*. Editore Marrapese-Roma 4: 171-205 (1994)

RINGRAZIAMENTI

Al termine di questi primi anni di lavoro vorrei ringraziare il Prof. Giannini per la professionalità e la tenacia con cui mi ha educato e la fiducia che mi ha dato diventando per me un maestro. Vorrei ringraziare inoltre tutte quelle persone che in questi anni mi hanno aiutato a maturare come uomo e come professionista; gli amici di sempre: Seppia, Ruggia, Zano e Luca; gli amici della fraternità; la Cri, Checco e la Martina perché attraverso di loro sto scoprendo il Valore della mia vita

Roma